

TESIS DOCTORAL

**ESTUDIO DE LA COMPARTIMENTALIZACION FUNCIONAL DEL
MÚSCULO MASETERO SUPERFICIAL HUMANO MEDIANTE
ELECTROMIOGRAFÍA DE ALTA DENSIDAD**



UNIVERSIDAD
**PABLO^D
OLAVIDE**
S E V I L L A

DOCTORANDO:

RODRIGO ANTONIO GUZMAN-VENEGAS

DIRECTOR:

DR. FRANCISCO J. BERRAL DE LA ROSA. MD. PhD.



UNIVERSIDAD PABLO DE OLAVIDE, ESPAÑA
DEPARTAMENTO DE DEPORTE E INFORMÁTICA
DOCTORADO EN CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y DEL DEPORTE

ESTUDIO DE LA COMPARTIMENTALIZACIÓN FUNCIONAL DEL
MÚSCULO MASETERO SUPERFICIAL HUMANO MEDIANTE
ELECTROMIOGRAFÍA DE ALTA DENSIDAD

STUDY OF FUNCTIONAL COMPARTMENTALIZATION OF THE
HUMAN SUPERFICIAL MASSETER MUSCLE USING HIGH DENSITY
ELECTROMYOGRAPHY

Rodrigo Antonio Guzman-Venegas

TESIS DOCTORAL

2019

UNIVERSIDAD PABLO DE OLAVIDE, ESPAÑA
DEPARTAMENTO DE DEPORTE E INFORMATICA
DOCTORADO EN CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FISICA Y DEL DEPORTE

ESTUDIO DE LA COMPARTIMENTALIZACION FUNCIONAL DEL
MÚSCULO MASETERO SUPERFICIAL HUMANO MEDIANTE
ELECTROMIOGRAFÍA DE ALTA DENSIDAD

STUDY OF FUNCTIONAL COMPARTMENTALIZATION OF THE
HUMAN SUPERFICIAL MASSETER MUSCLE USING HIGH DENSITY
ELECTROMYOGRAPHY

Trabajo de Investigación para la
obtención del Grado de Doctor por la
Universidad Pablo de Olavide de Sevilla,
España

RODRIGO ANTONIO GUZMAN-VENEGAS

Bajo la dirección y tutorización del

Prof. Dr. Francisco José Berral de la Rosa



FRANCISCO JOSE BERRAL DE LA ROSA, DOCTOR EN MEDICINA Y CIRUGÍA Y CATEDRATICO DE UNIVERSIDAD

INFORMA:

Que la Tesis Doctoral titulada **“Estudio de la compartimentalización funcional del músculo masetero superficial humano mediante electromiografía de alta densidad”** ha sido realizada bajo mi dirección en el Departamento de Deporte e Informática de la Universidad Pablo de Olavide de Sevilla, España, por el Doctorando **D. RODRIGO ANTONIO GUZMAN-VENEGAS**. Que, a mi juicio, dicho trabajo de investigación reúne méritos suficientes para optar al grado de Doctor por la Universidad Pablo de Olavide de Sevilla, España.

Sevilla, 25 de octubre de dos mil diecinueve

Agradecimientos

Agradezco muy profundamente a mi Tutor de Tesis, el Dr. Francisco José Berral de la Rosa, por su confianza y apoyo desinteresado.

También agradezco al Dr. Jorge Biotti Picand, por su apoyo, amistad y consejos.

Agradezco a mis colegas Felipe Palma y Oscar Valencia por su apoyo.

A los Directivos de mi querida Escuela de Kinesiología, especialmente a Viviana Opazo, por su apoyo incondicional.

Agradezco al Fondo de Apoyo a la Investigación (FAI) de la Universidad de los Andes, Chile, por financiar esta tesis (Fondo: INOGTO201157 KIN-001-11)

Dedicatoria

*Dedico esta tesis a mi amada esposa Carolina, que con su amor y paciencia infinita, me
ha apoyado y dado animo...*

*A mis hijos Martina, Catalina, José Ignacio y Emiliapor su inmenso amor y alegría, y
por todas las horas que les adeudo...*

A mis padres...

Índice General

	Página
Listado de Tablas	i
Listado de Figuras	iii
Abreviaciones	v
Resumen	vii
Abstract	ix
 Capítulo I	
1. Introducción	3
2.- Conceptos básicos	4
2.1 Sistema estomatognático	4
2.2. Músculos masticatorios del sistema estomatognático	5
2.3 Anatomía del Músculo Masetero	7
2.4 Tipos de fibras musculares	8
2.5 Distribución del tipo de fibras en los músculos masticatorios	11
2.6 Unidades Motoras Musculoesqueléticas	12
2.6.1.- Clasificación de UMs	13
2.6.2. Reclutamiento de unidades motoras y la generación de fuerza muscular	14
2.7 Fuerza masticatoria	16
2.8 Control sensoriomotriz	18
2.9 Electromiografía	22
2.10 Electromiografía de Alta densidad	25
3.- Referencias	27
 Capítulo II	
2.1.- Introducción	33
2.2.- Método	36

2.2.1 Participantes	36
2.2.2. Procedimiento	37
2.2.3. Registro de fuerza de masticatoria	38
2.2.4 Registros electromiográficos	39
2.2.5 Procesamiento de señales EMG	41
2.2.6 Análisis estadístico	43
2.3.- Resultados	44
2.4.-Discusión	46
2.5. Referencias	53

Capítulo III

3.1.- Introducción	57
3.2. Métodos	59
3.2.1. Diseño del estudio	59
3.2.2. Voluntarios	59
3.2.3. Protocolo de medición	60
3.2.4. Registro de Fuerza Masticatoria	63
3.2.5. Registros electromiográficos	63
3.2.6. Procesamiento de señales EMG	65
3.2.7. Análisis estadístico	67
3.3. Resultados	68
3.4. Discusión	72
3.6. Referencias	77

Capítulo IV

4.1.- Introducción	81
4.2.- Métodos	83
4.2.1. Diseño del estudio	83

4.2.2. Participantes	83
4.2.3. Procedimientos de medición	83
4.2.4. Procesamiento de las señales EMG	84
4.2.5. Análisis estadístico	86
4.3.- Resultados	87
4.3.1. Diferencias inter-regiones	87
4.3.2. Diferencias entre grupos	88
4.4.- Discusión	90
4.4.1. Diferencias inter-regiones	90
4.4.2. Diferencias entre grupos	92
4.5.- Limitaciones	94
4.6.- Referencias	96
 Capítulo V	
Conclusiones	101
 Aspectos Bioéticos	105
Acta de Aprobación y Consentimiento Informado	
Publicaciones Asociadas e Índices de calidad	109
 Anexos	119

Índice de Tablas

	Página
Tabla 1.1. Distribución porcentual del tipo de fibras musculares.	10
Tabla 1.2. Descripción del número de axones, fibras musculares y zonas de inervación de tres músculos esqueléticos.	12
Tabla 2.1. Promedios y desviaciones estándar de los valores de amplitud electromiográfica normalizados, registrados en cuatro lugares distintos del músculo masetero superficial, durante mordidas a diferentes porcentajes de la fuerza masticatoria voluntaria máxima en jóvenes sanos dentados naturales.	45
Tabla 3.1: Características demográficas de la muestra y valores de Fuerza masticatoria voluntaria máxima. Promedios y desviaciones estándar.	69
Tabla 3.2. Comparación de la amplitud electromiográfica normalizada entre las distintas porciones del masetero superficial y entre grupos.	70
Tabla 3.3. Comparación del centro de masa y la entropía entre grupos y niveles. Las variables se presentan como promedio y desviación estándar.	72
Tabla 4.1: Características demográficas de la muestra.	87
Tabla 4.2. Diferencias en componentes de frecuencia, entre diferentes regiones del músculo masetero superficial y entre los diferentes grupos, estimado a través de modelos mixtos.	89

Índice de Figuras

	Página
Figura 1.1. Esquema de las porciones superfina y profunda del músculo masetero.	8
Figura 1.2. Reclutamiento de unidades motoras y su frecuencia de descarga durante la generación progresiva de fuerza isométrica.	15
Figura 1.3. Sincronización de la frecuencia de descarga de Unidades Motoras.	16
Figura 1.4. Señal electromiografía capturada en el músculo masetero superficial.	23
Figura 1.5. Tipos de electrodos utilizados en electromiografía.	24
Figura 1.6. Espectro de frecuencia de una señal electromiográfica de superficie capturada en el músculo masetero superficial	24
Figura 1.7. Ejemplos de set de electrodos de electromiografía de superficie de alta densidad	26
Figura 2.1. Esquema del estudio. Incluye el procedimiento de reclutamiento de los voluntarios.	37
Figura 2.2 Dispositivos usados para evaluar la fuerza masticatoria.	39
Figura 2.3. Matriz de 20 electrodos de superficie	40
Figura 2.4. Set de 16 electrodos de superficie dispuestos de forma lineal.	41
Figura 2.5. Matriz bidimensional de 64 electrodos modelo ELSCH064NM3	41
Figura 2.6. Muestra un ejemplo de registros electromiográficos de superficie y de fuerza masticatoria.	43
Figura 2.7. Parámetros electromiográficos del músculo masetero superficial a diferentes niveles de fuerza masticatoria registrados en jóvenes sanos dentados naturales.	46
Figura 2.8. Ejemplos de mapas topográficos de la amplitud de la actividad EMG del músculo matero superficial registrado durante las mordidas al 20, 40, 60 y 80% de la fuerza masticatoria voluntaria máxima (FMVM).	46
Figura 3.1. Montaje de evaluación.	62
Figura 3.2. Matriz flexible de 24 electrodos de superficie	62
Figura 3.3. (A) muestra los potenciales de acción de unidades motoras	65
Figura 3.4. Esquematiza el procesamiento de las señales EMG,	67

Figura 3.5. Sistema de referencia que indica la orientación de la matriz de electrodos usada para obtener los registros EMG. Ejemplos de mapas topográficos obtenidos de dos personas	71
Figura 4.1. Muestra la matriz de electrodos utilizada para los y esquematiza el procesamiento para obtener los componentes de frecuencia de las señales EMG.	85
Figura 4.2. Muestra el procedimiento de obtención de la Frecuencia Mediana Inicial y de la Pendiente de Decaimiento de la Frecuencia.	86
Figura 4.3. Ejemplos de mapas topográficos de frecuencia, contruidos a partir de frecuencia mediana de las señales EMGs del masetero superficial.	88

Abreviaturas

UMs: Unidades motoras	CDMy: Posición cefalocaudal del centro de masa
EMG: Electromiografía	A: Anterior
EMGAD: Electromiografía de superficie de alta densidad	MA: Medio anterior
MiCP: Cadena pesada de Miosina	MP: Medio posterior
SNC: Sistema nervioso central	P: Posterior
CVM: Contracción voluntaria máxima	PR: Prótesis removibles
DN: Dentados naturales	PFSI: Prótesis fija sobre implantes
FM: Fuerza masticatoria	IMC: Índice de masa corporal.
FMVM: Fuerza masticatoria voluntaria máxima	FM: Frecuencia mediana
FMSM: Fuerza masticatoria submáxima	FMi: Frecuencia mediana inicial
LCA: Ligamento cruzado anterior	EDP: Espectro de densidad de potencia
PAUM: Potencial de acción de unidades motoras	PF: Pendiente de decaimiento de la Frecuencia mediana
RMC: Raíz media cuadrática	
VC: Velocidad de conducción	
MS: Masetero superficial	
DIO: Distancia interoclusal	
CDM: Centro de masa	
CDMx: Posición anterior-posterior del centro de masa.	

Resumen.

Las unidades funcionales del sistema neuromuscular son las unidades motoras (UMs), las cuales pueden ser clasificadas según sus características morfológicas, funcionales y bioquímicas. Antecedentes previos demuestran que la activación de estas UMs en el interior de un músculo puede resultar ser heterogénea. Las interpretaciones de esto han sido variadas. Entre ellas se ha atribuido a que las UMs de zonas específicas del músculo, podrían tener también funciones específicas. Lo anterior ha implicado la identificación de ciertos compartimentos neuromusculares o funcionales en el interior de algunos músculos. El músculo masetero es un importante componente del sistema estomatognático y cumple complejas funciones como la masticación, deglución y fonación. La presente tesis tuvo como objetivo investigar la presencia de una compartimentalización funcional del músculo masetero superficial (MS) en personas jóvenes dentadas naturales (DN) y personas desdentadas totales rehabilitadas con prótesis removibles (PR) y prótesis fijas sobre implantes (PFSI). En una muestra de 20 jóvenes DN y 28 desdentados totales (PR=14 y PFSI=14), se estudió la actividad electromiográfica del MS mediante electromiografía de superficie de alta densidad, durante cuatro niveles de fuerza masticatoria (20, 40, 60 y 80% de la fuerza masticatoria voluntaria máxima [FMVM]), la cual fue registrada por un gnatodinamómetro ubicado a nivel del primer molar. Los resultados indican que las UMs mostraron un reclutamiento heterogéneo a bajos niveles de fuerza (20, 40 y 60%), en los grupos DN y PR. Este se caracterizó por una mayor actividad de las UMs ubicadas en las porciones anteriores en comparación a las posteriores ($p < 0.05$), demostrando así una diferenciación funcional, de las UMs en base a sus ubicaciones en el interior del MS. Por el contrario, en el grupo usuario de PFSI, dicha diferenciación no fue observada. El reclutamiento heterogéneo de las UMs puede deberse a la diferencia en los umbrales de activación de estas, en relación a su ubicación y el tipo de fibras musculares contenidas en ellas. Posiblemente exista un predominio de fibras lentas (tipo I) en las porciones anteriores del MS, las cuales son mayormente reclutadas a bajos niveles de fuerza, mientras que en la porción posterior podría predominar la UMs de mayor umbral, las cuales son reclutadas en forma más tardía, y sólo cuando es necesario generar mayores niveles de fuerza. Otra potencial causa podría ser la ventaja mecánica de las UMs anteriores, a causa de su posición más lejana del centro de rotación mandibular. La ausencia de una compartimentalización funcional en el grupo con PFSI, podría ser atribuida a los cambios en los mecanismos de adquisición de la información sensorial requerida para el control sensoriomotriz de las UMs, asociado en este tipo de prótesis. Futuras investigaciones deben centrarse en estudiar las repercusiones funcionales que están asociadas a la presencia o ausencia de la compartimentalización neuromuscular o funcional.

Palabras claves: Compartimentalización funcional; Compartimentalización neuromuscular; Reclutamiento heterogéneo; Músculo masetero; Electromiografía de superficie.

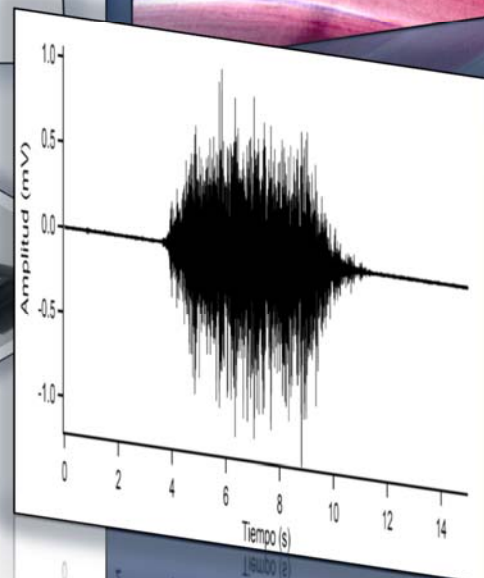
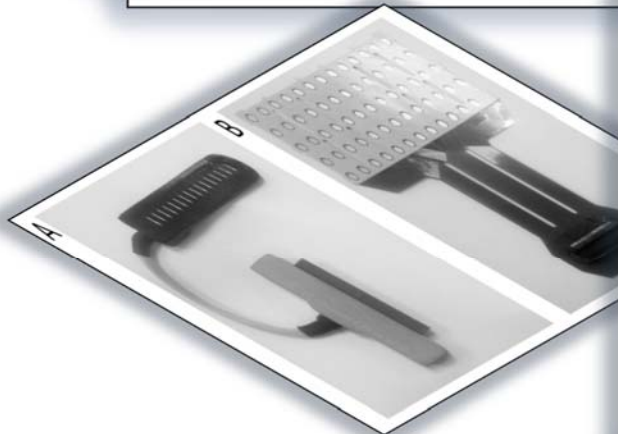
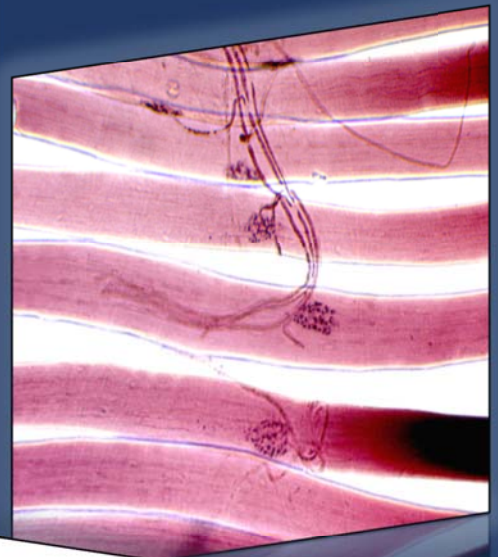
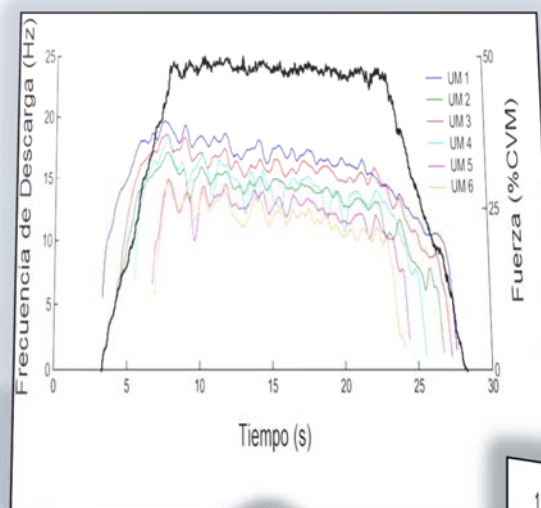
Abstract

The functional units of the neuromuscular system are the motor units (UMs), which can be classified according to their morphological, functional and biochemical characteristics. Previous researches shows that the activation of these UMs within a muscle can be heterogeneous, this being interpreted in various forms. For instance, it has been proposed that the UMs of specific areas of the muscle, could also have specific functions. This has implicated the identification of certain neuromuscular/functional compartments within some muscles. The masseter muscle is an important component of the stomatognathic system, and performs complex functions such as chewing, swallowing and phonation. The aim of this thesis was to investigate the presence of a functional compartmentalization of the superficial masseter muscle (MS) in natural dentate young people (DN) and total edentulous patients, rehabilitated with removable prostheses (PR) and fixed implant prostheses (PFSI). In a sample of 20 young DN and 28 total edentulous (PR = 14 and PFSI = 14), the electromyographic activity of the MS was evaluated by high density surface electromyography during four levels of masticatory force (20, 40, 60 and 80 % of maximum voluntary masticatory force [FMVM]), which was recorded by a gnathodynamometer located at the first molar level. The results indicated that MUs showed heterogeneous recruitment at low strength levels (20, 40 and 60%) in the DN and PR groups. This was characterized by a higher activity of the UMs located in the anterior portions compared to the posterior portions ($p < 0.05$), thus demonstrating a functional differentiation of the UMs based on their locations within the MS. In contrast, in the PFSI group, such differentiation was not observed. The heterogeneous recruitment of UMs may be due to the difference in activation thresholds, in relation to their location and the type of muscle fibers contained within. Likely, there may be a predominance of slow fibers (type I) in the anterior portions of the MS, which are mostly recruited at low strength levels. In the posterior portion, the higher threshold UMs may predominate, which are recruited latter only when it is necessary to generate higher levels of strength. Another possible cause could be the mechanical advantage of the UMs in the anterior portion, since their position is farthest from the center of mandibular rotation. The absence of functional compartmentalization in the PFSI group could be attributed to changes in the mechanisms of acquisition of the sensory information required for the sensorimotor control of the associated UMs. Future research should focus on studying the functional implications associated with the presence or absence of neuromuscular or functional compartmentalization.

Key words: Functional compartmentalization; Neuromuscular compartmentalization; Heterogeneous recruitment; Muscle masseter; Surface electromyograph

CAPÍTULO I

CONCEPTOS BÁSICOS



CAPÍTULO I

CONCEPTOS BÁSICOS

1- INTRODUCCIÓN

El músculo esquelético es un tejido altamente especializado. Este está constituido principalmente por fibras musculares, las cuales son inervadas por las alfa motoneuronas, esta relación morfo-funcional da origen a las unidades motoras (UMs). La actividad de estas determina el patrón de reclutamiento muscular, que define cuando y cuanto se activa un músculo durante la realización de una tarea motora. Mediante algunas técnicas de instrumentación, es posible realizar la descripción de estos patrones. Clásicamente se ha utilizado la técnica de electromiografía (EMG). En ella, la actividad de un músculo es representada por los registros obtenidos por electrodos ubicados en puntos anatómicos determinados. En esta técnica se asume que la actividad EMG registrada en dicho sitio es extrapolable al resto del músculo, lo cual puede significar una desventaja, por asumir que todas las UMs se activan de manera uniforme. En este sentido, la compleja arquitectura muscular, hace presumir que existiría una diferenciación en el nivel de activación de las UMs según su ubicación dentro del músculo. Existe evidencia que demuestra la presencia de divisiones funcionales al interior de los músculos. De esta forma las unidades motoras podrían ser reclutadas en forma diferencial, en relación al nivel de fuerza requerida, o bien, a las características de la tarea motora realizada. La técnica que ha permitido el estudio de esta compartimentalización funcional es la EMG de superficie de alta densidad (EMGAD),

técnica que consiste en el uso de matrices de varios electrodos (4 hasta 400) dispuestos en línea o en matrices bidimensionales. Estas últimas permiten registrar simultáneamente la actividad de las UMs ubicadas en diferentes regiones de un mismo músculo.

En esta tesis doctoral, se ha investigado *in vivo* mediante la técnica de EMGAD, la compartimentalización funcional del músculo masetero superficial, abordando tres poblaciones de estudio: dentados naturales, desdentados totales rehabilitados con prótesis removibles y desdentados totales rehabilitados con prótesis fijas sobre implantes osteointegrados. Se estudió el músculo masetero por su importancia en la función masticatoria, y por la contribución que los resultados puedan tener al estudio de la función del sistema estomatognático, como también al desarrollo de modelos de simulación. Las poblaciones especiales fueron consideradas para abordar la problemática de la alteración control sensoriomotor y osteopercepción en el reclutamiento de unidades motoras y su posible efecto sobre la compartimentalización funcional del músculo masetero superficial.

2.- CONCEPTOS BÁSICOS

2.1 Sistema estomatognático.

El sistema estomatognático es un sistema biológico o unidad morfofuncional ubicado anatómicamente en el territorio cráneo-cérvico-facial (1). Su nombre proviene del griego: *stoma* que significa boca, y *gnados*, cuyo significado es mandíbula. Este sistema es el encargado de realizar complejas funciones tales como la masticación, deglución y fonoarticulación. De manera secundaria también participa en funciones como la respiración y la degustación. La masticación es una actividad neuromuscular

compleja que se lleva a cabo en la cavidad oral, cuya función es triturar los alimentos. En esta función mecánica juegan un rol importantísimo las piezas dentarias, quienes conjugan su función con la musculatura mandibular, la cual a su vez debe coordinarse de manera muy exacta con los movimientos de la lengua y la acción de los músculos de la deglución. Esta precisa coordinación, es solo posible por la acción de un complejo control neuromuscular ejercido por el sistema nervioso central. Este altísimo nivel de coordinación, también hace posible que el sistema estomatognático participe en la fase oral y laríngea de la deglución. Esto lo logra estabilizando la mandíbula en una posición de máxima intercuspidad, para facilitar la elevación del hueso hioides y la laringe, dando con ello inicio al proceso deglutorio. Del mismo modo, el fino control de sus componentes neuromusculares, permite que los músculos del sistema estomatognático puedan generar movimientos extraordinariamente rápidos y precisos, que permiten producir una sucesión de diferentes sonidos durante la fonación.

2.2 Músculos masticatorios del sistema estomatognático.

Desde la perspectiva funcional los músculos masticatorios del sistema estomatognático pueden ser clasificados como elevadores o depresores de la mandíbula

(2). Dentro de los músculos elevadores se encuentran (3):

- i) *Masetero*. Músculo corto, cuadrilátero, y formado por dos fascículos: uno superficial, y otro profundo. Se inserta en el borde inferior del arco cigomático y en la cara externa de la mandíbula.
- ii) *Temporal*. Se encuentra en la fosa del temporal, de la que tiene la forma y las dimensiones. Es un ancho abanico de fibras, cuya base se halla dirigida

arriba y atrás y cuyo vértice se inserta en la apófisis coronoides del maxilar inferior.

- iii) *Pterigoideo medial*. Músculo que se encuentra por dentro de la rama del maxilar inferior. Es corto y grueso y presenta una forma cuadrilátera. Se extiende desde la fosa pterigoidea hasta el ángulo del maxilar inferior.
- iv) *Pterigoideo lateral vientre superior*. Haz esfenoidal o superior del músculo pterigoideo, se origina en la parte horizontal o parte cigomática de la cara externa del ala mayor del esfenoides, y accesoriamente en la cresta esfenotemporal.

Por otro lado, los músculos depresores de la mandíbula son (3):

- i) *Digástrico*. Se extiende desde la base del cráneo al hueso hioides y desde éste a la porción central de la mandíbula. Representa en su conjunto un largo arco de concavidad dirigida hacia arriba, que abraza a la glándula parótida y la glándula submandibular. A causa de su situación se le considera como un músculo suprahioides.
- ii) *Geniohioides*. Situado por encima del milohioides, es un músculo par, pequeño, de forma cilíndrica, y se extiende, a derecha e izquierda de la línea media, desde el hioides a la sínfisis del mentón.
- iii) *Milohioides*: situado por encima del vientre anterior del digástrico, y por debajo del geniohioides, es un músculo aplanado e irregularmente cuadrilátero, que constituye con el del lado opuesto el suelo de la boca.
- v) *Pterigoideo lateral vientre inferior*. Haz pterigoideo o inferior del músculo pterigoideo, su origen se encuentra en la cara externa del ala externa de la

apófisis pterigoides y en la parte más externa de la apófisis piramidal del hueso palatino.

2.3 Anatomía del Músculo Masetero.

El músculo masetero es uno de los principales músculos de la masticación, junto con el temporal, los pterigoideos medial y lateral. El masetero es un músculo cuadrilátero, carnoso y denso, que se ubica en la cara lateral de la mandíbula y la rama de esta, sus fibras se extienden desde el arco cigomático hasta la mandíbula. Este músculo se organiza anatómicamente en dos planos, uno superficial y otro profundo (figura 1.1). El plano superficial, también llamado masetero superficial, presenta inserciones superiores en el borde inferior de los dos tercios anteriores del proceso cigomático y en el hueso cigomático por inserciones fibromusculares. La dirección de las fibras musculares de esta porción se dirigen de arriba hacia abajo y de adelante hacia atrás. Separado de la porción superficial, por una especie de bolsa serosa, se encuentra la porción profunda del masetero, la cual sobrepasa por atrás y arriba a la superficial. Estas fibras profundas, se encuentran en una dirección de arriba hacia abajo, y de atrás hacia adelante. En esta porción es posible identificar una sub-división en una profunda y una profunda medial. Las inserciones inferiores de las porciones superficial y profunda se encuentran en la cara lateral del ángulo de la mandíbula como también en la cara lateral de la rama mandibular. Ambas porciones del músculo masetero son inervadas por el nervio masetérico, el cual a su vez es rama del nervio temporo-masetérico, el que se origina en el nervio mandibular, el cual es rama del trigémino. La irrigación del músculo está a cargo de las arterias facial y transversa de cara para la porción superficial, mientras que la porción profunda es irrigada por la arteria maxilar interna.

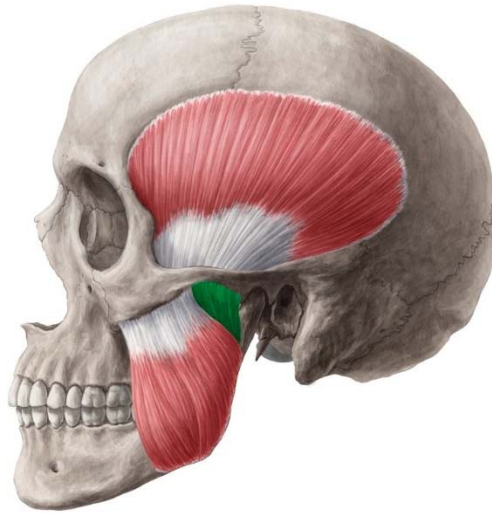


Figura 1.1. El esquema muestra las porciones superficial y profunda (destacada con color verde) del músculo Masetero. También se muestra el músculo temporal. Extraído de <http://www.kenhub.com>.

2.4 Tipos de fibras musculares.

La capacidad contráctil del tejido muscular recae en las propiedades de sus células, también llamada fibras musculares. La principal función del músculo es la producción de tensión, la cual es posible desarrollar en base a los mecanismos de acortamiento de los sarcomeros ubicados en el citoplasma de las fibras musculares. La fuerza máxima que puede producir un músculo depende de su área de sección transversal, la cual a su vez está determinada por el tamaño y número de fibras musculares. Sin embargo, dentro de un mismo músculo, se pueden observar distintos tipos de fibras musculares (tabla 1.1), las cuales pueden tener diferentes propiedades y características. El reconocimiento de distintos tipos de fibras musculares es atribuido a Ranvier (4), quien en 1873 clasificó los músculos en rojos de contracción lenta y blancos de contracción rápida, basándose en la respuesta de estos a la electroestimulación. Más tarde Peter et al (5) proponen una clasificación de las fibras musculares en tipo I y II, considerando las cualidades contráctiles y oxidativas de estas. Posteriormente Brooke & Kaiser (6) proponen una

subdivisión de las fibras tipo II, en IIA y IIB. Más tarde Schiaffino et al. (7) basándose en análisis inmunohistoquímicos identifican un tercer linaje de fibras tipo II, denominándolas IIx.

Sin desmedro de lo anterior y de manera práctica, las fibras musculares pueden ser clasificadas en base a distintos criterios, tales como su velocidad de contracción, fatigabilidad, actividad metabólica y propiedades histoquímicas, entre otras. A continuación se realizará una pequeña síntesis de estas clasificaciones basadas en dichos criterios (1):

- a. *Según las propiedades de velocidad de contracción y fatigabilidad.* Según este criterio las fibras pueden ser clasificadas en cuatro tipos: de contracción lenta resistentes a la fatiga; de contracción rápida resistentes a la fatiga; de contracción rápida mediadamente resistentes a la fatiga y de contracción rápida poco resistentes a la fatiga.
- b. *Según las características metabólicas.* Las fibras pueden ser clasificadas en tres tipos: de contracción lenta y oxidativas; de contracción rápida, oxidativas y glicolíticas, y por último de contracción rápida y glicolíticas.
- c. *Según las características Histoquímicas.* En base a la actividad de la enzima *ATPasa* miofibrilar en medios ácidos o básicos, las fibras musculares pueden ser clasificadas en tipo I (contracción lentas y altamente resistentes a la fatiga), IIA (velocidad contracción y resistencia a la fatiga intermedias), IIB (contracción rápida y muy fatigables) y IIx (también de contracción rápida y muy fatigables). En base a esta técnica las fibras que no pueden ser claramente clasificadas se asignan como de tipo IIC.

d. En base al contenido de isoformas de la cadena pesada de miosina (MiCP). Según este criterio se observan fibras puras (expresan una sola forma de MiCP) o fibras híbridas (que expresan más de una forma). El contenido MiCP ha sido bien correlacionado con la velocidad de contracción. Los distintos tipos de Isoformas MiCP (I, IIA y IIB), presentan distintas velocidades de desunión entre la actina y miosina durante el ciclo de contracción, dicha velocidad, tiene una correlación positiva con la velocidad de contracción máxima. De esta forma la velocidad de contracción aumenta en las fibras puras desde las isoformas MiCP-I, hasta las MiCP-IIA y MiCP-IIB. Mientras de las fibras híbridas, por ejemplo, que expresan isoformas I y IIA, tienen propiedades contráctiles intermedias entre las fibras que contiene isoformas MiCP-I y MiCP-IIA.

Tabla 1.1. Distribución porcentual del tipo de fibras musculares.

	Tipo I (%)	Tipo IIA (%)	Tipo IIB (%)	TIPO IM +IIC (%)
Masetero	62.5	2.1	26.7	8.7
Temporal	53.4	0.3	39.2	7.1
Pterigoideo Medial	54.0	0.0	36.1	9.9
Pterigoideo Lateral	70.3	0.0	10.9	18.8
Digástrico Anterior	24.0	29.1	46.9	0.0

Adaptado de Monemi et al. J Neurol Sci. 1998;154(1):35-48 & van Eijden et al. Crit Rev Oral Biol Med. 2001;12(1):76-91. (8, 9)

2.5 Distribución del tipo de fibras en los músculos masticatorios.

La distribución y proporción del tipo de fibras musculares el interior de un músculo, tiende a ser heterogénea y presentar una fuerte relación con la función que dicho músculo cumple. De este modo, músculos que participan en movimientos rápidos o explosivos, contienen una mayor proporción de fibras rápidas, mientras que músculos que participa en funciones, más bien, posturales, tienen una mayor cantidad de fibras lentas. Existen varios antecedentes que en el caso de los músculos mandibulares humanos existen diferencias entre los elementos musculares de un mismo grupo (elevador o depresor), como también, a nivel intra e intermusculares (8-14).

En base al análisis de las isoformas MiCP, se ha descrito que el 70% de las fibras musculares de los elevadores de la mandíbula expresan la forma MiCP-I, mientras que los depresores presentan en el 40-45% de sus fibras esta isoforma. En este último grupo muscular, el 50% de las fibras expresan MiCP-IIA, en cambio en los elevadores solo un 30% de sus fibras presenta dicha isoforma. También se ha observado que el 40% de las fibras de los elevadores son híbridas, mientras que en los depresores estas solo alcanzan a un 10%. Adicionalmente se ha reportado que entre las fibras híbridas, existe la expresión de otras isoformas tales como la fetal (10%) y la cardíaca (30%). A partir de dichos resultados, se puede inferir que los músculos elevadores de la mandíbula están mejor adaptados para movimientos lentos, tónicos y para la generación gradual de fuerza. Mientras que los depresores estarían involucrados en movimientos más bien, rápidos y fásicos. La diferencia en la distribución de los tipos de fibras entre los grupos elevadores y depresores, es indicador de las diferencias funciones entre ambos grupos. Experimentos en modelos animales, han demostrado que los compartimentos musculares de los elevadores que son utilizados con mayor frecuencia, presentan

mayor proporción de fibras que expresan la isoforma MiCP-I (15). También cabe destacar, la mayor proporción de fibras híbridas que presentan los elevadores en relación a los depresores. La mayor presencia de este tipo de fibras, podría estar relacionado con la mayor complejidad y control de los movimientos asociados a los músculos elevadores, dado su importante rol en la modulación presida de la fuerza y posicionamiento mandibular.

2.6 Unidades Motoras Musculoesqueléticas.

La unidad motora es la unidad funcional básica del sistema neuromuscular. Esta consiste en una neurona motora del asta anterior de la medula espinal o tronco cerebral, su axón y las fibras musculares que esta inerva (16, 17). A través la regulación de la actividad de las unidades motoras el sistema nervioso central controla la producción de fuerza muscular y con ello los movimientos de los segmentos corporales. El número de unidades motoras que contiene cada músculo, se relaciona con su tamaño y función, así músculos pequeños pueden tener diez unidades motoras, mientras que músculos grandes pueden presentar cerca de 1500, algunos ejemplos de ello son presentados en la tabla 2.1.

Tabla 1.2. Descripción del número de axones, fibras musculares y zonas de innervación de tres músculos esqueléticos.

Músculo	Axones Motores	Fibras musculares	Zonas de Innervación
Masetero ^a	1452	929.000	640
Temporal ^a	1331	1.247.000	936
Biceps Brachii ^b	774	580.000	750

^aAdaptado de Carlsoo S. Acta Morphol Neerl Scand. 1958;2(1):13-9.(18)

^bAdaptado de Christensen E. Am J Phys Med. 1959;38(2):65-78. (19)

2.6.1.- Clasificación de UMs.

Desde una perspectiva didáctica, las UMs pueden ser clasificadas según su tamaño, velocidad de contracción y función.

En relación al tamaño las MUs, estas pueden ser clasificadas en pequeñas y grandes. Las primeras inervan un pequeño número de fibras musculares, mientras que las segundas lo hacen a grandes grupos de fibras. La implicancia funcional de aquello, radica en que una regulación fina de la fuerza es desarrollada por músculos que contienen predominantemente UMs pequeñas, como por ejemplo los músculos extra oculares, los cuales debe generar movimientos extremadamente precisos y finos. Otra característica importante es que las UMs pequeñas están constituidas por motoneuronas de somas pequeños y axones de bajo diámetros, que descargan a frecuencias entre 10-20Hz, mientras que las UMs grandes, están conformadas por motoneuronas de somas de mayor tamaño y axones más gruesos, con mayores frecuencias de descargas (30-60Hz). El tamaño de los somas, también tendría una implicancia funcional, dado que los umbrales de excitación de las motoneuronas, y por ello de las UMs, tendría relación con dicho tamaño. De esta forma, las UMs pequeñas tendrían menores umbrales de excitación que las grandes. Este fenómeno fue explicado por Henneman (20, 21), quien lo describió como el *Principio del Tamaño*. Este establece que existe un orden en reclutamiento de las UMs en relación al tamaño de estas y la magnitud de la fuerza producida. Así, para la producción de fuerza muscular de baja intensidad, son reclutadas las UMs pequeñas, y en la medida que la magnitud de fuerza se incrementa, se reclutan UMs grandes.

Las UMs también pueden ser clasificadas según su velocidad de contracción. De este modo pueden ser divididas en UMs lentas o rápidas. Las UMs lentas están constituidas por fibras lentas o tipo I, que son de relativo pequeño diámetro. Las UMs rápidas en cambio, están constituidas principalmente por fibras tipo II, que presentan diámetros comparativamente mayores a las de tipo I.

En relación a la función de las UMs, estas pueden ser clasificadas en tónicas o fásicas. Las primeras son principalmente UMs pequeñas y lentas, que gracias a su alta resistencia a la fatigabilidad cumplen funciones tales como la mantención de la postura corporal y el tono muscular. Estas participan en la graduación fina de la fuerza y el control de movimientos precisos. Por otro lado, las UMs fásicas, son grandes y rápidas, las cuales participan en la producción de fuerzas de mayor magnitud y movimientos más gruesos. También es importante mencionar que existen UMs de características intermedias en cuanto al tamaño y velocidad de contracción, en las cuales predominan las fibras tipo IIA.

2.6.2. Reclutamiento de unidades motoras y la generación de fuerza muscular.

El reclutamiento de las UMs puede ser llevado a cabo de manera independiente entre las UMs de un mismo músculo, en otras palabras, a un instante determinado una UMs puede estar activada, mientras que su vecina esta inactiva, o sea, las UMs pueden ser reclutadas de manera alternada o asincrónica. La fuerza que puede generar un músculo depende de la actividad de sus unidades motoras, específicamente de la cantidad de unidades motoras activas y de la frecuencia de descarga de estas (22). La

figura 1.2 muestra un ejemplo del reclutamiento de unidades motoras y de la frecuencia de descarga de estas durante una contracción muscular isométrica incremental.

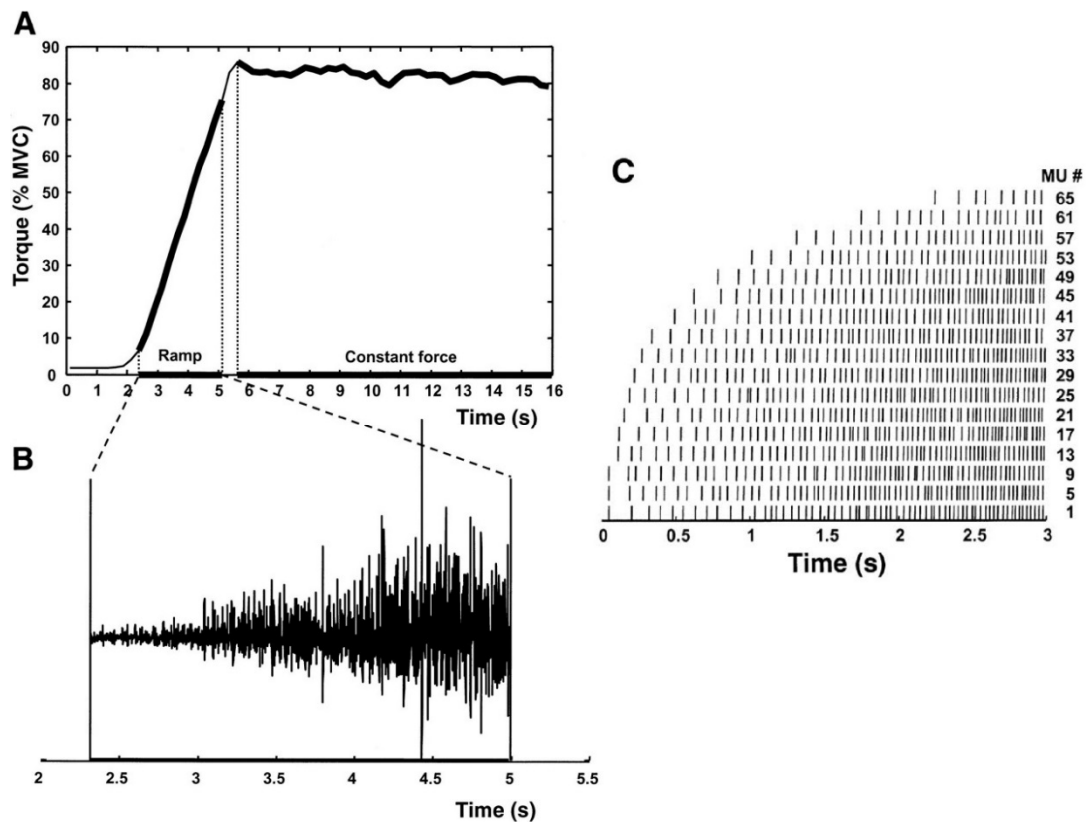


Figura 2.2. Reclutamiento de unidades motoras y su frecuencia de descarga durante la generación progresiva de fuerza isométrica. A.- Registro de torque isométrico de rodilla expresado como un porcentaje de la contracción voluntaria máxima (MVC). B.- Registro electromiografico de superficie del vasto lateral de cuádriceps. C.- comportamiento de diecisiete unidades motoras obtenido mediante descomposición de señales electromiografías de superficie. Cada unidad motora está asignada por un número entre 1-65, cada línea vertical designa una descarga de cada unidad motora. Nótese que frente al incremento de la magnitud de torque se observa un incremento de las unidades motoras activas y un aumento de la frecuencia de descarga de estas. Tomado de (23)

Existen varias teorías acerca de la forma en que el sistema nervioso central (SNC) ejerce su control sobre las UM. Una de las que ha presentado mayor sustento experimental es la teoría de la Conducción Común (*common drive theory*) (24). Esta teoría establece que al interior de un musculo existirían grupos o clanes de UMs que responderían a un comando común, este comando ejercería control sobre dicho clan, y no sobre otros. Este mecanismo de cierta forma descargaría de trabajo al SNC, dado que

este ejercería su control sobre dichos comandos, y no sobre cada UM de manera individual. La evidencia experimental de dicha teoría se basa en la presencia de grupos de unidades motoras que presentan una sincronización de sus frecuencia de descarga, fenómeno denominado “tela de cebolla” (*onion skin*)(25). La figura 1.3, muestra un ejemplo de la sincronización en la frecuencia de descarga de varias unidades motoras.

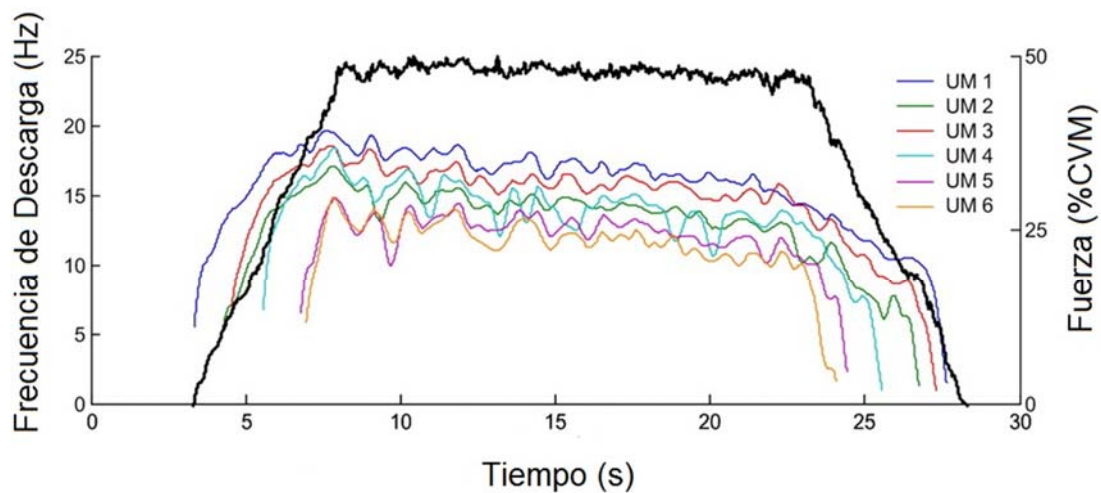


Figura 1.3. Sincronización de la frecuencia de descarga de Unidades Motoras. La figura muestra la frecuencia de descarga de seis UMs, durante la realización de una contracción isométrica al 50% de la contracción voluntaria máxima (CVM). Nótese como por un lado las UMs 5 y 6, y por otro, las 1 y 3, presentan una sincronización de sus frecuencias de descargas. Tomado de De Luca & Contessa (26).

2.7 Fuerza masticatoria.

La fuerza masticatoria es producida por la contracción de los músculos elevadores de la mandíbula. La magnitud de esta es influenciada por varios factores, entre los que se encuentran, la longitud y área de sección transversal de los músculos elevadores, la biomecánica mandibular y el estado fisiológico de la información sensorial que nace de los mecanorreceptores orales y periodontales, en los músculos estomatognáticos y en la articulación temporomandibular. Por ello, la fuerza masticatoria es considerada como un

buen indicador del estado funcional del sistema estomatognático (1). En relación al registro de esta fuerza, se ha definido la fuerza masticatoria voluntaria máxima (FMVM), la cual corresponde a la fuerza mandibular real, medida en un voluntario mediante sensor de registro o gnatodinamómetro, durante el apriete mandibular voluntario máximo (1, 27, 28). Las magnitudes de FMVM descritas en la literatura se encuentran en un amplio rango. Por ejemplo, en hombres se ha registrado un valor promedio alrededor de 727 N (29), mientras que en mujeres de 470 N (30). Ahora bien, estos valores deben ser interpretados de manera cautelosa, dado que son altamente dependientes de la metodología y de la naturaleza de los dispositivos utilizados en su registro. En este sentido, se ha identificado que existen diferencias si las mediciones se realizan de manera separada para el lado derecho e izquierdo (unilateral), o bien, de manera simultánea para ambos lados (bilateral). El registro de la FMVM de manera bilateral, resulta ser más alto que el unilateral (31), especialmente en pacientes portadores de prótesis removibles (32). Otro factor influyente, es la ubicación del dispositivo en relación a las piezas dentarias. Existe casi consenso que mientras más posterior sea la ubicación de los sensores, mayor será el registro de FMVM. Se ha descrito que en el primer premolar, segundo premolar y primer molar, se alcanza respectivamente, el 11, 21 y 81%, de la FMVM registrada en el segundo molar (33). Otro, factor que influye en la magnitud de la FMVM, es la morfología craneofacial. Se ha demostrado que variables como la relación entre la altura facial anterior y posterior, la inclinación mandibular y el ángulo goniaco, afectan la FMVM (34, 35). De esta manera, personas con tipos de cara alargada, tiene menores registros de FMVM que aquellas que poseen caras cuadradas (36). Por último, factores tales como tratamientos odontológicos sumados a condiciones propias de los pacientes influyen sobre la

capacidad de generar FMVM. Así, la FMVM de personas con prótesis parciales fijas, alcanzan el 80% de la FMVM de dentados naturales, mientras que los portadores de prótesis parciales removibles, alcanzan al 35% y los usuarios de prótesis totales removibles, solo al 11% (37). Dichas diferencias se han atribuido en parte, a las diferencias en el soporte periodontal de cada condición, y a las alteraciones sensoriomotoras asociadas a cada una de ellas.

2.8 Control sensoriomotriz.

El concepto de control sensoriomotriz ha sido acuñado entre varios autores, entre los que destacan Solomonow et al (38-40). Dichos autores plantean que la información sensorial proveniente de mecanorreceptores ubicados en las estructuras articulares y periarticulares, es integrada a nivel del sistema nervioso central (SNC) para controlar la actividad muscular y con ello el movimiento. De esta forma, la información sensorial registrada por los mecanoreceptores, sería integrada en el SNC, la cual permitiría informar a este de variables tales como la magnitud y ubicación de las fuerzas que experimenta una articulación, y en base ello, generar un patrón de reclutamiento muscular que pueda responder competentemente frente a dichas fuerza, produciendo así el movimiento requerido, a la vez de proteger las estructuras que soportan dichas fuerzas. En dicho mecanismo son varios los receptores sensoriales que participan en la generación de la información sensorial involucrada en el control sensoriomotriz, algunos de los que más se han identificado son: los corpúsculos de *Pacini*, receptores articulares de *Golgi*, receptores tendinosos de *Golgi*, terminaciones de *Ruffini*, husos musculares y terminaciones nerviosas libres.

- a. *Terminaciones nerviosas libres.* Consisten en finas terminaciones nerviosas amielínicas de 1-2µm de diámetro. Estas terminaciones nerviosas descargan frente a la deformación, compresión y estiramiento de los tejidos en las cuales están insertas. Generalmente responden a estímulos mecánicos cuyas magnitudes están por encima de las que habitualmente es sometido el tejido que las aloja, por ello están asociadas a sensaciones nociceptivas. También son sensibles a varios agentes inflamatorios, tales como bradiquinina, histamina y serotonina (41, 42). Dentro de una articulación estas terminaciones nerviosas libres se encuentran principalmente en los ligamentos (43, 44)
- b. *Corpúsculos de Pacini.* Son terminaciones nerviosas de forma cónica rodeada por una capsula. Son extremadamente sensibles a pequeños cambios en la deformación de su capsula producidos por una presión aplicada mecánicamente. Estos receptores sólo descargan al inicio y término de la aplicación de presión, y también frente a inicio y término de movimientos vigorosos de la articulación. Por dicha razón son receptores clasificados como de adaptación rápida, cuya función mecanoreceptiva sólo la llevan a cabo en condiciones dinámicas, siendo insensibles a estados constantes o estáticos. Estos receptores se han identificado en la capsula articular, en el ligamento cruzado anterior y meniscos de la rodilla (45-47).
- c. *Terminaciones de Ruffini.* Consisten en varias terminaciones nerviosas que se generaran a partir de un mismo axón mielinizado, las cuales se encapsulan en sus extremos terminales. Estas son sensibles a deformaciones mecánicas de baja intensidad. Las terminaciones de Ruffini son receptores de adaptación lenta, estos pueden registrar cambios entre estados estables mantenidos por periodos

prolongados de tiempo. Dichos receptores son sensibles a eventos estáticos y dinámicos, tales como la posición articular, velocidad, presión intra y extraarticular. Se alojan principalmente en ligamentos, capsula y meniscos (45-47).

d. *Receptores de Golgi*. Corresponden a finas encapsulaciones organizadas en grandes corpúsculos que se alojan en los tendones musculares, meniscos, ligamentos colaterales y cruzados de la rodilla (45-47). Estos receptores son de una adaptación lenta, y tienen un alto umbral de activación a la deformación mecánica en los sentidos de la tensión y compresión. Dado que su ubicación se encuentra en distintos tejidos, su función abarca desde informar al SNC acerca de la posición articular como también del nivel de fuerza generado por un músculo.

e. *Huso muscular*. Corresponde a un grupo de fibras musculares cortas (intrafusales) que son inervadas por una motoneurona gamma. Estas fibras se encuentran en el interior de una bolsa fusiforme, la cual contiene una serie de receptores muy sensibles al estiramiento. Estos receptores también pueden monitorear la velocidad y la aceleración de la elongación. El huso muscular, a diferencia de los otros mecanoreceptores, se encuentran exclusivamente en el músculo. Las proyecciones aferentes de este receptores, no se proyectan a la corteza sensorial, sino al cerebelo, lo que denota la importancia de estos en el control del movimiento (48).

Existe amplia evidencia experimental que demuestra el rol de la información sensorial proveniente de los mecanoreceptores en el control de la activación muscular, tanto en modelos animales como en humanos (38-40, 49-51). Por ejemplo, a nivel de la

rodilla, se ha descrito que cuando el ligamento cruzado anterior (LCA) es sometido a grandes fuerzas que desplazan la tibia sobre el fémur en sentido anterior, sobrepasando los límites fisiológicos de dicho ligamento, sus mecanoreceptores, pueden gatillar la contracción de los isquiotibiales, para que estos, traccionen la tibia en sentido posterior, evitando así el daño del LCA. Este mecanismo fue descrito como un reflejo "*músculos protector ligamentoso*" por Payr (52). Más tarde Palmer (53), demostró que la aplicación de fuerzas de tracción en las inserciones tanto distales como proximales de ligamento colateral medial de rodilla de gatos, producía una activación vigorosa de los músculos semitendinoso, sartorio y vasto medial. Este autor concluye que esta activación tendría por objetivo proteger a la articulación de movimientos extremos en valgo. Experimentos en humanos en los cuales se aplicaron fuerzas entre 300-400N en el sentido del valgo de rodilla, demuestran que en portadores de alguna deficiencia del ligamento colateral medial, existe una sensación de dolor y actividad de los músculos sartorio y semitendinoso. Sin embargo, cuando se anestesió dicho ligamento, esto no ocurrió, demostrando así, que la fuente de información sensorial, proveniente de dicho ligamento, fue responsable de la activación muscular (54). El rol de fuerzas deformantes aplicadas sobre estructuras ligamentosas y los cambios en la actividad muscular también ha sido demostrado en otras articulaciones en el ser humano. Olson et al. (49) demostraron que con la aplicación de cargas cíclicas en el sentido de la flexión de tronco, cuyo objetivo fue elongar los ligamentos posteriores de la columna, se modificó la actividad electromiográfica de los erectores espinales, retardando el tiempo de activación de dichos músculos, en relación a la posición del tronco.

En el sistema estomatognático, también se ha reconocido el rol de la información sensorial en la regulación de la actividad de la musculatura masticatoria (1). En este

sistema, a parte de los mecanorreceptores ubicados en los músculos, tendones y capsulas articulares, se encuentran los localizados en el periodonto y en la mucosa oral. El periodonto está conformado por un periodonto de protección y uno de inserción. El periodonto de inserción lo componen la cortical alveolar, el ligamento periodontal y el cemento. El ligamento periodontal recibe abundante inervación sensitiva, y contiene un gran número de nociceptores y mecanorreceptores, los cuales pueden evocar sensaciones de dolor, presión, tacto y vibración. En este ligamento las fibras mielíticas de mayor diámetro dan origen a terminaciones nerviosas morfológicamente complejas, muy similares a los corpúsculos de Ruffini. Estas fibras aferentes primarias gruesas, son denominadas mecanorreceptores periodontales, debido a que responden a estímulos mecánicos que actúan sobre las piezas dentales, generando sensaciones de tacto y presión, estas a su vez, informan al SNC acerca de las fuerzas y cargas oclusales, a través de la vía tálamo-cortical, y de manera refleja a la vía núcleo motor del V. Por esta razón, a esta información sensorial, se le atribuye influencia en el control sensoriomotor de la musculatura masticatoria, mediante mecanismos de control retroalimentado de las fuerzas oclusales, durante la masticación, deglución y fonación.

2.9 Electromiografía.

La electromiografía es una técnica de electrofisiológica que estudia el sistema neuromuscular, mediante la captura y análisis de la actividad eléctrica del músculo. Esta última tiene su origen en la activación de las unidades motoras y la concomitante generación de sus potencias de acción (PAUM). Mediante esta técnica es posible obtener una señal EMG, la cual corresponde, a la suma algebraica de todos los PAUM generados por todas las unidades motoras activas dentro de la zona determinada de

registro (55). La figura 1.4 muestra una señal EMG típica. En la adquisición de dichos potenciales se pueden usar variados tipos de electrodos, los cuales pueden ser clasificados en dos grandes grupos: i.- intramusculares, y ii.- de superficie (figura 1.5). Los primeros, se caracterizan por atravesar la piel, para ser insertados dentro del tejido muscular, implicando un procedimiento invasivo. Esta técnica es utilizada para obtener registros con fines diagnósticos y para investigaciones que involucran músculos profundos. Por el contrario, los electrodos de superficie, no son invasivos, dado que se ubican en la piel inmediatamente sobre los músculos estudiados. Esta técnica es aplicada a músculos superficiales, y es utilizada en investigación y evaluaciones clínicas de tipo funcional.

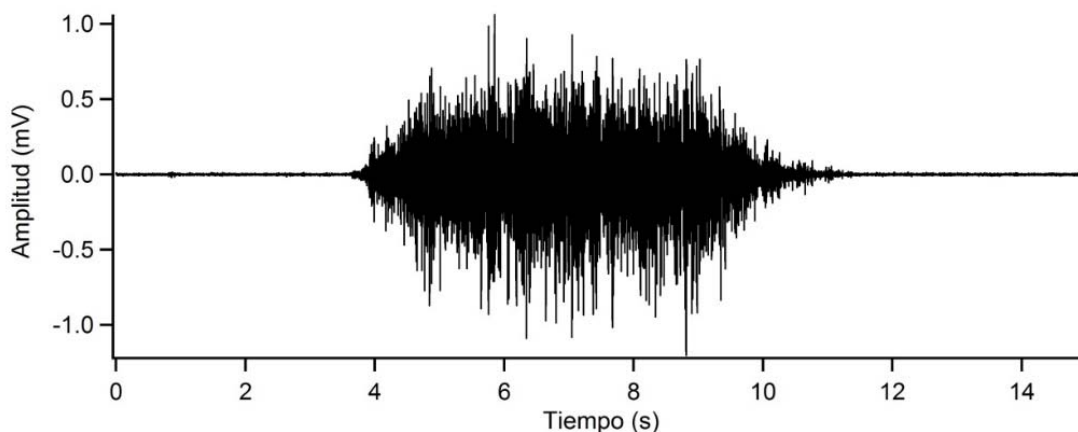


Figura 1.4. Señal electromiografía capturada en el músculo masetero superficial. En el procedimiento se emplearon electrodos de superficie, una amplificación de tipo diferencia simple con una ganancia de 2048Hz y una amplificación de 2000. Registro adquirido en el laboratorio Integrativo de Biomecánica y fisiología del Esfuerzo (LIBFE). Universidad de los Andes. Santiago. Chile.

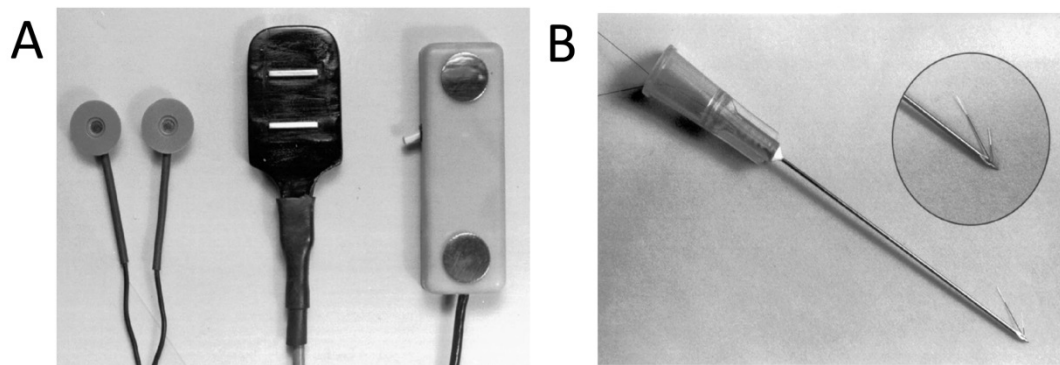


Figura 1.5. Tipos de electrodos utilizados en electromiografía. A. electrodos de superficie, de izquierda a derecha. Electrodos discoideos pasivos; electrodo activo de barras paralelas; electrodo activo discoideo. B. electrodo intramuscular tipo alambre fino, la aguja hipodérmica es utilizada para insertar el electrodo, que es destacado en el círculo.

La señal EMG es de naturaleza estocástica, su amplitud presenta una *distribución* gaussiana, cuya magnitud fluctúa entre los 0 a 10 mV (pico-a pico), o bien, 0 a 1.5 mV en la escala de raíz media cuadrática (RMC). La banda de frecuencia de esta señal EMG de superficie esta entre 0 a 500 Hz, presentando una energía dominante en la banda de 50-150Hz, en la figura 1.6, se muestra un espectro de frecuencia típico de una señal EMG de superficie.

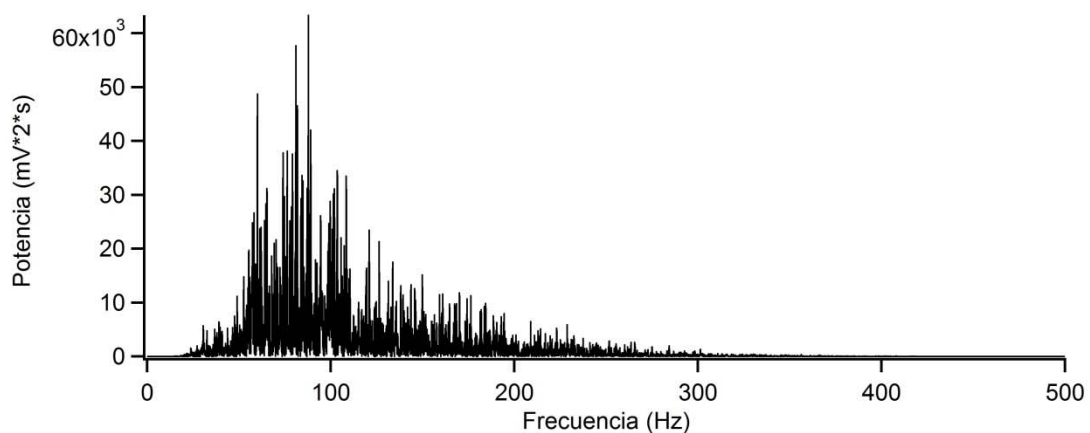


Figura 1.6. Espectro de frecuencia de una señal electromiografica de superficie capturada en el músculo masetero superficial. Nótese que la energía dominante se encuentra entre los 50-150Hz. Registro adquirido en el laboratorio Integrativo de Biomecánica y Fisiología del Esfuerzo (LIBFE). Universidad de los Andes. Santiago. Chile.

2.10 Electromiografía de Alta densidad.

La electromiografía de superficie de alta densidad (EMGAD), es una técnica de EMG, la cual se diferencia de la EMG tradicional que utiliza uno o dos electrodos, emplea un número mayor de electros, dispuestos en una o dos dimensiones. El uso simultáneo de varios electrodos para registrar un solo músculo, se utilizó inicialmente para estimar la velocidad de conducción (VC) de los PAUM. Para ello, Buchthal et al (56), usó tres pares de electrodos intramusculares concéntricos insertados en línea, mediante los cuales estimó la VC y la ubicación de la zona de innervación del bíceps braquial. Más tarde Lynn (57), midió en el mismo músculo la VC, usando tres de superficie, dispuestos linealmente, documentando por primera vez la medición de dicho parámetro mediante un procedimiento no invasivo. Posteriormente, Nishizono et al. (58) también utilizaron esta disposición de electrodos para estimar la VC, sin embargo, incrementaron su número a ocho. Más tarde Masuda et al. (59), desarrollan un grupo quince electrodos de superficie dispuestos a manera de hilera, lo que le permitió describir la propagación de los PAUM a lo largo de las fibras musculares del bíceps braquial; lo que les permitió hacer una descripción de las ubicación de las ZI de ambas cabezas de este músculo, de manera no invasiva. Este mismo autor, más tarde, aplicó dicha técnica a varios músculos de las extremidades inferiores y superiores (60). Un año después, estos mismos autores (61) desarrollaron una disposición bidimensional de electrodos de superficie dispuestos en una cuadrícula, dando así paso al desarrollo de las matrices bidimensionales de electrodos de superficie.

En la actualidad las tres principales aplicaciones de la EMGAD son (62):

1. El estudio del comportamiento de las unidades motoras mediante descomposición de las señales EMGAD.
2. La medición de la velocidad de conducción de los PAUM.
3. La descripción topográfica de la actividad EMG.

La figura 1.7 muestra un ejemplo de electrodos de superficie dispuestos en una y dos dimensiones.

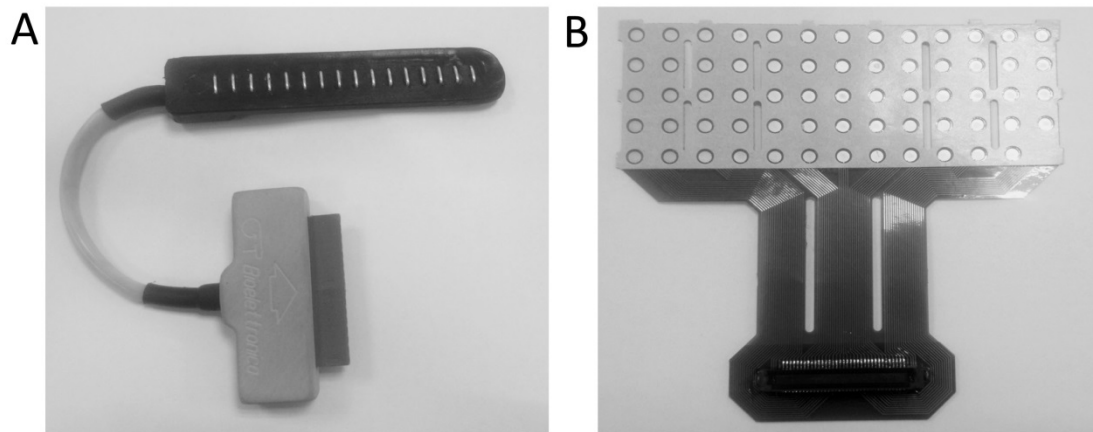


Figura 1.7. Ejemplos de electrodos de electromiografía de superficie de alta densidad. A.- Disposición unidimensional de dieciséis electrodos de superficie con una distancia interelectrodo de 5mm (modelo SA 16/5, Otbioelettronica, Torino, Italia). B.- Cuadrícula o matriz bidimensional de sesenta y cuatro electrodos de superficie, con una distancia interelectrodo de 8mm (modelo ELSCH064NM2, Otbioelettronica, Torino, Italia).

3.- Referencias

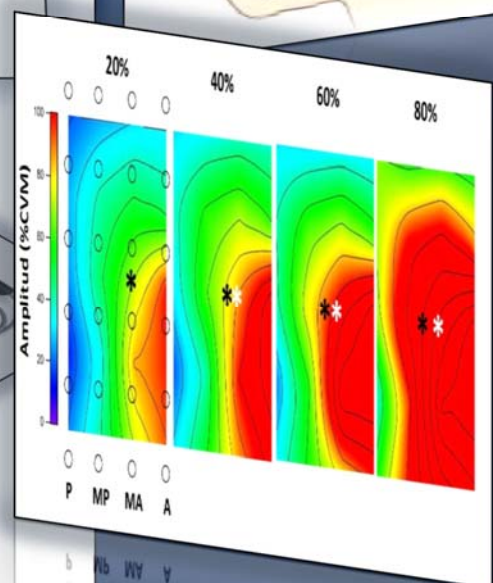
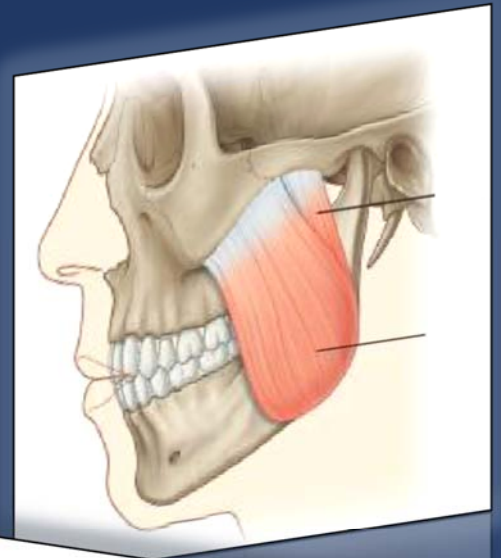
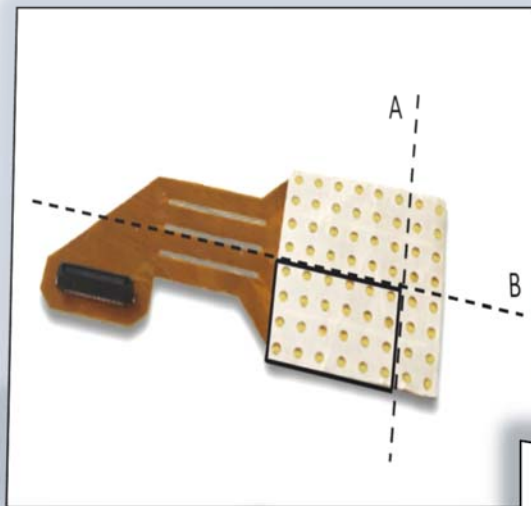
1. Manns A. Sistema estomatognático. Fundamentos clínicos de fisiología y patología funcional. 2th ed: Zagier & Urruty Pubns; 2013.
2. Scully C. *Oxford Handbook of Applied Dental Sciences*, : Oxford University Press; 2002.
3. Dufour M. Anatomía del aparato locomotor. Dufour, Tomo III (Cabeza yTronco). Ed. Masson.; 2004.
4. Spangenburg EE, Booth FW. Molecular regulation of individual skeletal muscle fibre types. *Acta Physiol Scand*. 2003;178(4):413-24.
5. Peter JB, Barnard RJ, Edgerton VR, Gillespie CA, Stempel KE. Metabolic profiles of three fiber types of skeletal muscle in guinea pigs and rabbits. *Biochemistry*. 1972;11(14):2627-33.
6. Brooke MH, Kaiser KK. Muscle fiber types: how many and what kind? *Arch Neurol*. 1970;23(4):369-79.
7. Schiaffino S, Gorza L, Sartore S, Saggin L, Ausoni S, Vianello M, et al. Three myosin heavy chain isoforms in type 2 skeletal muscle fibres. *J Muscle Res Cell Motil*. 1989;10(3):197-205.
8. Monemi M, Eriksson PO, Eriksson A, Thornell LE. Adverse changes in fibre type composition of the human masseter versus biceps brachii muscle during aging. *J Neurol Sci*. 1998;154(1):35-48.
9. van Eijden TM, Turkawski SJ. Morphology and physiology of masticatory muscle motor units. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2001;12(1):76-91.
10. Korfage JA, Koolstra JH, Langenbach GE, van Eijden TM. Fiber-type composition of the human jaw muscles--(part 1) origin and functional significance of fiber-type diversity. *J Dent Res*. 2005;84(9):774-83.
11. Korfage JA, Koolstra JH, Langenbach GE, van Eijden TM. Fiber-type composition of the human jaw muscles--(part 2) role of hybrid fibers and factors responsible for inter-individual variation. *J Dent Res*. 2005;84(9):784-93.
12. Eriksson PO. Muscle-fibre composition of the human mandibular locomotor system. Enzyme-histochemical and morphological characteristics of functionally different parts. *Swed Dent J Suppl*. 1982;12 Suppl:1-44.
13. Eriksson PO, Thornell LE. Histochemical and morphological muscle-fibre characteristics of the human masseter, the medial pterygoid and the temporal muscles. *Arch Oral Biol*. 1983;28(9):781-95.
14. Korfage JA, Van Eijden TM. Regional differences in fibre type composition in the human temporalis muscle. *J Anat*. 1999;194 (Pt 3):355-62.
15. Langenbach GE, van Wessel T, Brugman P, van Eijden TM. Variation in daily masticatory muscle activity in the rabbit. *J Dent Res*. 2004;83(1):55-9.
16. Liddell EGT, Sherrington CS. Recruitment and some other Features of Reflex Inhibition. *Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences*. 1925;97(686):488-518.
17. Sherrington CS. Remarks on some Aspects of Reflex Inhibition. *Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences*. 1925;97(686):519-45.
18. Carlsoo S. Motor units and action potentials in masticatory muscles; an electromyographic study of the form and duration of the action potentials and an anatomic study of the size of the motor units. *Acta Morphol Neerl Scand*. 1958;2(1):13-9.
19. Christensen E. Topography of terminal motor innervation in striated muscles from stillborn infants. *Am J Phys Med*. 1959;38(2):65-78.
20. Henneman E, Somjen G, Carpenter DO. Excitability and inhibitability of motoneurons of different sizes. *J Neurophysiol*. 1965;28(3):599-620.
21. Henneman E. Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science*. 1957;126(3287):1345-7.
22. Adrian ED, Bronk DW. The discharge of impulses in motor nerve fibres: Part II. The frequency of discharge in reflex and voluntary contractions. *J Physiol*. 1929;67(2):i3-151.

23. Farina D, Fosci M, Merletti R. Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables. *Journal of Applied Physiology*. 2002;92(1):235-47.
24. De Luca CJ, Erim Z. Common drive of motor units in regulation of muscle force. *Trends Neurosci*. 1994;17(7):299-305.
25. De Luca CJ, Adam A, Wotiz R, Gilmore LD, Nawab SH. Decomposition of Surface EMG Signals. *Journal of Neurophysiology*. 2006;96(3):1646-57.
26. De Luca CJ, Contessa P. Hierarchical control of motor units in voluntary contractions. *Journal of Neurophysiology*. 2012;107(1):178-95.
27. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van THMA, Witter DJ, Kalk W, et al. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res*. 2000;79(7):1519-24.
28. Hatch JP, Shinkai RS, Sakai S, Rugh JD, Paunovich ED. Determinants of masticatory performance in dentate adults. *Arch Oral Biol*. 2001;46(7):641-8.
29. Okiyama S, Ikebe K, Nokubi T. Association between masticatory performance and maximal occlusal force in young men. *J Oral Rehabil*. 2003;30(3):278-82.
30. Goncalves TM, de Vasconcelos LM, da Silva WJ, Del Bel Cury AA, Garcia RC. Influence of female hormonal fluctuation on maximum occlusal force. *Braz Dent J*. 2011;22(6):497-501.
31. Shinogaya T, Bakke M, Thomsen CE, Vilmann A, Matsumoto M. Bite force and occlusal load in healthy young subjects--a methodological study. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2000;8(1):11-5.
32. van der Bilt A, Tekamp A, van der Glas H, Abbink J. Bite force and electromyography during maximum unilateral and bilateral clenching. *Eur J Oral Sci*. 2008;116(3):217-22.
33. Hattori Y, Satoh C, Seki S, Watanabe Y, Ogino Y, Watanabe M. Occlusal and TMJ loads in subjects with experimentally shortened dental arches. *J Dent Res*. 2003;82(7):532-6.
34. Castelo PM, Bonjardim LR, Pereira LJ, Gaviao MB. Facial dimensions, bite force and masticatory muscle thickness in preschool children with functional posterior crossbite. *Braz Oral Res*. 2008;22(1):48-54.
35. Koc D, Dogan A, Bek B. Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *Eur J Dent*. 2010;4(2):223-32.
36. Bonakdarchian M, Askari N, Askari M. Effect of face form on maximal molar bite force with natural dentition. *Arch Oral Biol*. 2009;54(3):201-4.
37. Miyaura K, Morita M, Matsuka Y, Yamashita A, Watanabe T. Rehabilitation of biting abilities in patients with different types of dental prostheses. *J Oral Rehabil*. 2000;27(12):1073-6.
38. Solomonow M, Krogsgaard M. Sensorimotor control of knee stability. A review. *Scand J Med Sci Sports*. 2001;11(2):64-80.
39. Holm S, Indahl A, Solomonow M. Sensorimotor control of the spine. *J Electromyogr Kinesiol*. 2002;12(3):219-34.
40. Solomonow M. Sensory-motor control of ligaments and associated neuromuscular disorders. *J Electromyogr Kinesiol*. 2006;16(6):549-67.
41. Burgess PR, Clark FJ. Characteristics of knee joint receptors in the cat. *J Physiol*. 1969;203(2):317-35.
42. Coggeshall RE, Hong KA, Langford LA, Schaible HG, Schmidt RF. Discharge characteristics of fine medial articular afferents at rest and during passive movements of inflamed knee joints. *Brain Res*. 1983;272(1):185-8.
43. Solomonow M, Guanche C, Wink C, Knatt T, Baratta RV, Lu Y. Mechanoreceptors and reflex arc in the feline shoulder. *J Shoulder Elbow Surg*. 1996;5(2 Pt 1):139-46.
44. Proske U, Schaible HG, Schmidt RF. Joint receptors and kinaesthesia. *Exp Brain Res*. 1988;72(2):219-24.
45. Zimny ML, Schutte M, Dabezies E. Mechanoreceptors in the human anterior cruciate ligament. *Anat Rec*. 1986;214(2):204-9.

46. Zimny ML, Albright DJ, Dabiezies E. Mechanoreceptors in the human medial meniscus. *Acta Anat (Basel)*. 1988;133(1):35-40.
47. Schultz RA, Miller DC, Kerr CS, Micheli L. Mechanoreceptors in human cruciate ligaments. A histological study. *J Bone Joint Surg Am*. 1984;66(7):1072-6.
48. Barnett CH, Harding D. The activity of antagonist muscles during voluntary movement. *Ann Phys Med*. 1955;2(8):290-3.
49. Olson MW, Li L, Solomonow M. Flexion-relaxation response to cyclic lumbar flexion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2004;19(8):769-76.
50. Olson MW, Li L, Solomonow M. Interaction of viscoelastic tissue compliance with lumbar muscles during passive cyclic flexion-extension. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009;19(1):30-8.
51. Granata KP, Rogers E, Moorhouse K. Effects of static flexion-relaxation on paraspinal reflex behavior. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2005;20(1):16-24.
52. Payr E. Der heutige Stand der Gelenkchirurgie. *Arch Klin Chir*. 1900;148:404-51.
53. Palmer I. Pathophysiology of the medical ligament of the knee joint. *Acta Chir Scand*. 1958;115(4):312-8.
54. Stener B, Petersen I. Electromyographic investigation of reflex effects upon effects upon stretching the partially ruptured medial collateral ligament of the knee joint. *Acta Chir Scand*. 1962;124:396-411.
55. Basmajian J, De Luca C. *Muscle Alive. Their Function Revealed By Electromyography*. Fifth ed. Baltimore. Md.: Williams & Wilkins; 1985.
56. Buchthal F, Guld C, Rosenfalck P. Innervation zone and propagation velocity in human muscle. *Acta Physiol Scand*. 1955;35(2):174-90.
57. Lynn PA. Direct on-line estimation of muscle fiber conduction velocity by surface electromyography. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1979;26(10):564-71.
58. Nishizono H, Saito Y, Miyashita M. The estimation of conduction velocity in human skeletal muscle in situ with surface electrodes. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1979;46(6):659-64.
59. Masuda T, Miyano H, Sadoyama T. The propagation of motor unit action potential and the location of neuromuscular junction investigated by surface electrode arrays. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1983;55(5):594-600.
60. Masuda T, Sadoyama T. Skeletal muscles from which the propagation of motor unit action potentials is detectable with a surface electrode array. *Electroenceph Clin Neurophysiol*. 1987;1:299-314.
61. Masuda T, Sadoyama T. Topographical map of innervation zones within single motor units measured with a grid surface electrode. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1988;35(8):623-8.
62. Merletti R, Holobar A, Farina D. Analysis of motor units with high-density surface electromyography. *J Electromyogr Kinesiol*. 18. England2008. p. 879-90.

CAPÍTULO II

COMPARTIMENTALIZACIÓN FUNCIONAL DEL MÚSCULO MASETERO SUPERFICIAL EN JÓVENES DENTADOS NATURALES



CAPÍTULO II

COMPARTIMENTALIZACIÓN FUNCIONAL DEL MÚSCULO MASETERO SUPERFICIAL EN JÓVENES DENTADOS NATURALES.

2.1.- Introducción.

El músculo esquelético está constituido por fibras musculares y tejido conectivo que se organiza en diferentes niveles dando origen a la estructura de este órgano (1). Sin embargo, la unidad funcional del músculo esquelético son las unidades motoras (UMs), las cuales están constituidas por un número determinado fibras musculares (decenas hasta miles, dependiendo del músculo) que son inervadas por una misma alfa-motoneurona. La activación de dichas UMs, por el Sistema Nervioso Central produce la contracción muscular, con la que se da origen a la fuerza muscular, responsable de la estabilidad articular y de los movimientos de los segmentos corporales. Existe evidencia que sostiene la hipótesis que el reclutamiento de las UMs al interior de un mismo músculo, presenta una cierta heterogeneidad. Basmajian (2) es uno de los primeros autores que describe en humanos, el reclutamiento heterogéneo de unidades motoras de un mismo músculo, interpretándolo como parte de la funcionalidad de este. Más tarde Campbell et al. (3) describen la heterogeneidad en la activación del tríceps sural durante la bipedestación combinada con diferentes posiciones de los pies y los tobillos. Sus resultados los llevan a proponer una organización funcional constituida por cuatro compartimientos funcionales. Luego, Soderberg and Dostal (4), describen durante la marcha y en el ascenso y descenso de escaleras, la existencia, en el glúteo medio, de tres compartimentos, los cuales muestran tener diferentes niveles de activación. Paré

et al. (5) investigaron la existencia de una diferenciación funcional entre la activación de las fibras anteromediales y posterolaterales del tensor de la fascia lata. Ellos describieron que durante el trote y la carrera, las fibras anteromediales fueron más activas cerca del despegue del pie desde el suelo, mientras que las posterolaterales incrementaron su actividad durante el contacto inicial del pie con el suelo. Paton and Brown (6) demostraron la activación diferencial de seis regiones distintas del pectoral mayor, durante la ejecución de diferentes movimientos de hombro. Ellos proponen el término de diferenciación funcional de las UMs, refiriéndose a la capacidad del SNC para controlar de manera independiente el nivel de activación de las unidades motoras ubicadas en un segmento particular en el interior de un mismo músculo, haciendo alusión a la existencia de una compartimentalización funcional.

Los resultados de las diversas investigaciones presentados hasta aquí, indican la presencia de reclutamiento heterogéneo de algunas porciones específicas del músculo en relación a la función o el nivel de fuerza desarrollado. Estos hallazgos podrían indicar que la distribución de los tipos de fibras musculares en el interior del músculo, no sería simplemente al azar, sino que tendría una organización predeterminada, la cual configuraría el reclutamiento diferenciado y con ello la compartimentalización funcional del músculo, tal como se ha demostrado en modelos animales (7).

Particularmente en los músculos masticatorios se ha observado la presencia de compartimentalización funcionales en el temporal humano (8-10). También existe cierta evidencia que indica la presencia de una heterogeneidad en la activación de las unidades motoras del músculo masetero (9-11). Anatómicamente, se han descrito dos porciones de este músculo, una porción superficial y otra profunda (12, 13), que tienen diferentes funciones en los movimientos mandibulares (11). Se ha observado que en estas

porciones hay heterogeneidad en la activación de las UMs, configurando de este modo una compartimentación funcional (11, 14). En el músculo masetero profundo, se han identificado claramente dos compartimentos funcionales, un compartimento anterior y uno posterior (11). Sin embargo, en el músculo masetero superficial (MS), los resultados no han sido concluyentes. Uno de los factores implicados en estos resultados podría ser la técnica de grabación utilizada. Estudios anteriores (10, 11) han utilizado electrodos intramusculares tipo alambre fino (*fine wire*), que tienen un área de registro muy reducida, pudiendo registrar solo la actividad de una cuantas unidades motoras del músculo (15). Por el contrario, en la electromiografía de superficie de alta densidad (EMGAD) (16, 17), utilizan electrodos superficiales, dispuestos en una matriz bidimensional, lo que implica un área de registro grande. Esto hace posible cubrir gran parte del área total de un músculo superficial, por lo tanto, es posible registrar la actividad de muchas UMs en diferentes partes del mismo músculo. En el presente capítulo se desea presentar la actividad investigativa referente a responder la siguiente pregunta de investigación:

El músculo masetero superficial de jóvenes sanos dentados naturales ¿Presenta una compartimentalización funcional durante la mordida a diferentes niveles de fuerza masticatoria?

Por ello el objetivo asociado a la pregunta anteriormente plantadas fue describir la distribución topográfica de la actividad de las unidades motoras del músculo MS utilizando EMG no invasiva en diferentes niveles de fuerza masticatoria (FM) para evaluar la siguiente hipótesis: "El músculo masetero superficial tiene una compartimentación funcional in vivo, medida con EMGAD, la cual es dependiente de la magnitud de la fuerza masticatoria desarrollada".

2.2.- Método

2.2.1 Participantes

La muestra se obtuvo mediante el procedimiento que se muestra en la figura 2.1. Todos los voluntarios respondieron a los cuestionarios de ansiedad-depresión de Goldberg (18) y un cuestionario de trastornos temporomandibulares (19), ambos formularios fueron aplicados con la finalidad de identificar a los voluntarios que presentaban síntomas y signos de trastornos temporomandibular, los cuales fueron excluidos del estudio. Los voluntarios que presentaron puntajes iguales a cero en ambos cuestionarios, y con el propósito de descartar la presencias de algún trastorno temporomandibular, se les aplicó un examen dental basado en los Criterios Diagnósticos de Investigación para Trastornos Temporomandibulares (20). Se seleccionaron 20 voluntarios (hombres: 4, mujeres: 16, cuyos datos demográficos [promedio \pm desviación estándar] fueron: edad: 20 \pm 2 años, masa: 60 \pm 12 kg y altura 163 \pm 7cm). Todos los procedimientos realizados en este estudio estuvieron de acuerdo con la Declaración de Helsinki y fueron aprobados por el Comité de Bioética de la Universidad de Los Andes. Cada voluntario dio su consentimiento de manera escrita, firmando un documento de consentimiento informado.

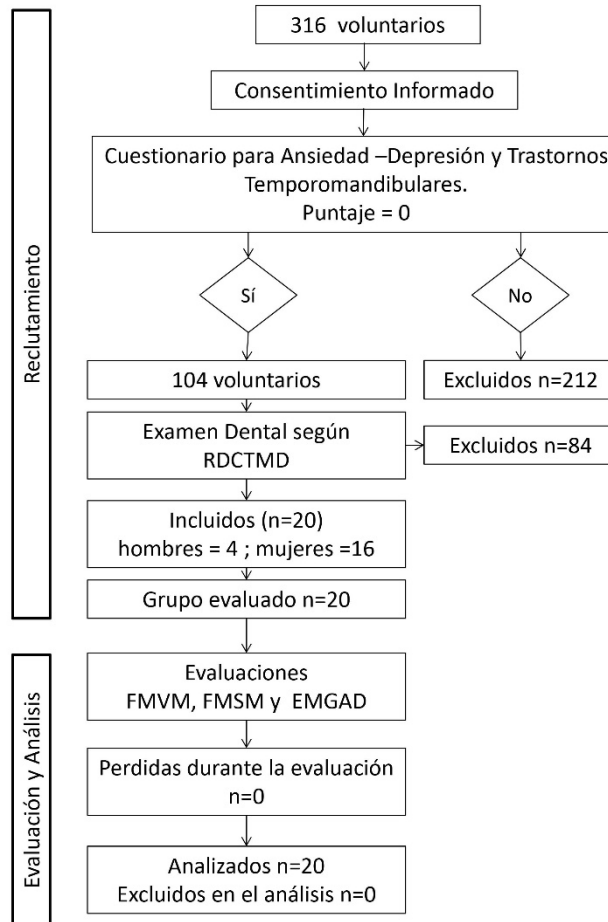


Figura 2.1. Esquema del estudio. Incluye el procedimiento de reclutamiento de los voluntarios.

2.2.2. Procedimiento.

Cada voluntario se sentó en un sillón dental, con el respaldo inclinado en 110° , la cabeza apoyada y una ligera extensión cabeza-cuello de 10° . A los voluntarios se les pidió que hicieran tres mordidas a un gnatodinamometro a fuerza masticatoria voluntaria máxima (FMVM). Cada mordida duró 5 segundos con 1 minuto de descanso entre ellas. La magnitud de la MFVM se definió como el valor de la fuerza máxima registrada entre las tres mordidas. Luego, los voluntarios realizaron cuatro mordidas a fuerza masticatoria submáxima (FMSM) equivalentes a 20, 40, 60 y 80% del FMVM, en orden aleatorio. Cada

repetición duró 15 segundos, con un período de descanso de 5 minutos entre ellas. Los voluntarios recibieron una retroalimentación visual en tiempo real de la FMSM, mediante un gráfico de barras mostrado en un monitor frente de ellos (50cm de distancia), de esta forma los voluntarios pudieron controlar el nivel de fuerza exigido para cada prueba. Antes de todos los registros, los participantes realizaron una serie de pruebas con el fin de familiarizarse con el procedimiento. Durante los ensayos de FMVM y FMSM, tanto los registros del gnatodinamómetro, como la actividad EMG fueron registradas y almacenadas simultáneamente (EMG-USB2, OT Biolettronica, Turín, Italia) para un análisis posterior.

2.2.3. Registro de fuerza masticatoria.

LA FM se evaluó isométricamente, a nivel de los primeros molares a una distancia interoclusal (DIO) de 8mm utilizando un gnatodinamómetro similar al usado en otros estudios (21). Este estuvo compuesto por dos bucles de acero inoxidable, cada uno con un sensor de tipo de "*strain gauge*" (KFG-2N-120-C1-11L1M2R, One Omega Drive, Stamford, EE.UU.). Ambas manijas estaban unidas por un puente en forma de arco (Figura 2.2). Los registros de FM se realizaron bilateralmente y simultáneamente a los lados derecho e izquierdo. La superficie de contacto interoclusal del gnatodinamómetro estuvo cubierta de cuero. El gnatodinamómetro se cubrió completamente con dos bolsas de polietileno desechable, esto fue aplicado para evitar infecciones cruzadas entre los voluntarios, se sustituyeron las cubiertas de cuero y las bolsas antes de la evaluación de cada participante. Las señales gnatodinamómetro se amplificaron con una ganancia de 162 y se filtraron utilizando un filtro de paso bajo tipo "*Butterworth*" de

cuarto orden, con una frecuencia de corte de 450 Hz (Modelo Nidaq2, Kinetecnics, Santiago, Chile). Este dispositivo tuvo un rango lineal entre 0-1,5 kN ($r^2= 0,99$).

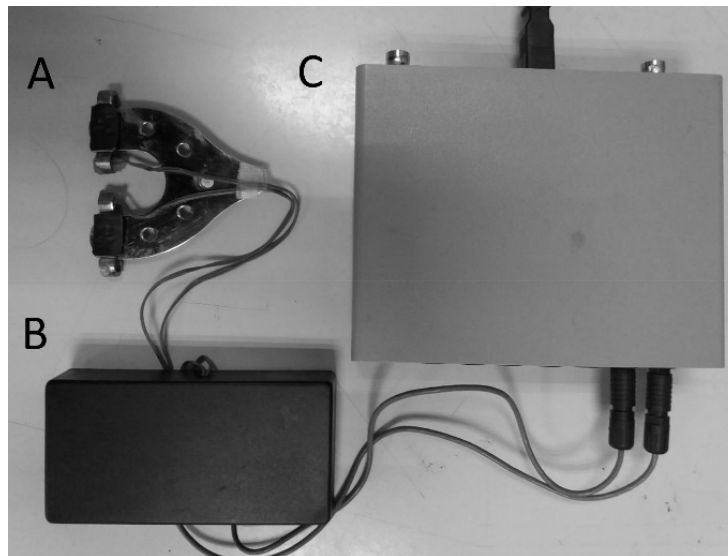


Figura 2.2 Dispositivos usados para evaluar la fuerza masticatoria. (A) Gnatodinómetro, (B) amplificador y (C) conversor análogo-digital.

2.2.4 Registros electromiográficos.

Se seleccionó el lado dominante, definido como el lado de preferencia para masticar un alimento duro, como una almendra o nuez. En ese lado, la piel se limpió con una pasta abrasiva (Everi. Spes Medica s.r.l. Battipaglia, Italia) para mejorar la calidad de los registros EMG, disminuyendo la impedancia de la piel. La orientación de las fibras de MS se determinó por el trazó de una línea recta entre el *gonion* y el *cantus* (22), tal como se muestra en la figura 2.3. Se corroboró examinando la dirección de propagación de los potenciales de acción motora con un conjunto de 16 electrodos de superficie orientados linealmente (SA 16/2.5. OT Bioletttronica, Turín, Italia) y con una distancia del electrodo (DIE) de 2,5 mm, tal como se muestra en la figura 2.4. A continuación, se instaló una

matriz flexible de 24 electrodos de superficie (ELSCH064NM3 modificada. OT Biolettronica, Turín, Italia), dispuestos en 4 columnas de 6 electrodos cada uno, con un DIE de 10 mm (Figura 2.5). Las columnas de la matriz se ubicaron de manera paralelas a las fibras musculares del MS. De esta forma, la actividad EMG se registró en cuatro sitios del MS, los cuales de la parte anterior a la posterior correspondieron fueron asignados como columnas: Columnas anterior (A), media anterior (MA), media posterior (MP) y posterior (P), como se muestra en la Figura 2.3. De los 24 electrodos, se amplificaron 20 señales EMG bipolares, distinguiendo los registros en el sentido de columnas. Las señales se amplificaron con una ganancia de 2000 y se digitalizaron a una frecuencia de muestreo de 2048 Hz a una resolución de 12 bits (EMG-USB2, OT Biolettronica, Turin, Italia, -3 dB de ancho de banda 10-500 Hz). La matriz se fijó con un adhesivo hipo alérgico (KITAD064N modificado. OT Biolettronica, Turin, Italia), y el espacio entre los electrodos y la piel se llenó con una pasta conductora (AC-Cream. Spes Medica s.r.l. Battipaglia, Italia).

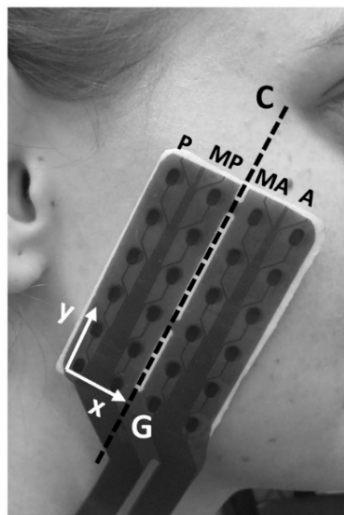


Figura 2.3. Matriz de 20 electrodos de superficie (ELSCH064NM3 modificada. OT Biolettronica, Turín, Italia), utilizada para registrar la actividad electromiografica del masetero superficial. En la imagen se presenta el sistema de referencia XY considerado sobre la matriz. C: cantus, G: gonion. Columnas: P: posterior; MP: medio posterior; MA: medio anterior y A: anterior.

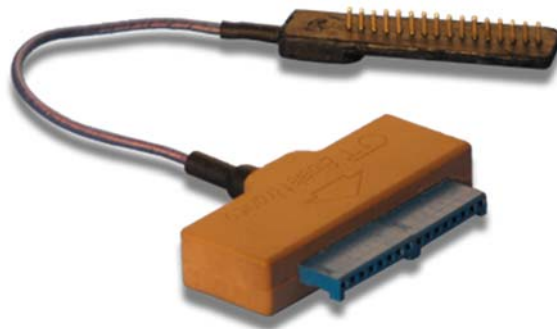


Figura 2.4. Arreglo de 16 electrodos de superficie dispuestos de forma lineal. Extraído de www.otbioelettronica.it

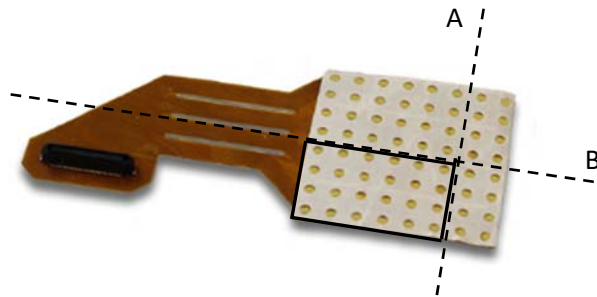


Figura 2.5. Matriz bidimensional de 64 electrodos modelo ELSCH064NM3, la cual fue modificada reduciendo la cantidad de electrodos mediante los cortes que son indicados en la figura (A y B). La porción resaltada con trazos oscuros fue la utilizada para los registros del masetero superficial. Tomado de www.otbioelettronica.it

2.2.5 Procesamiento de señales EMG.

Todas las señales EMG almacenadas se sometieron a un filtro digital “*Butterworth*” de segundo orden con un ancho de banda de 20-400 Hz (OT BioLab 1.7, OT Bioelettronica, Turín, Italia). La amplitud de las señales registradas durante FMVM y FMSM se calculó utilizando la raíz media cuadrática (RMC), con ventanas sin solapamiento de 50 y 500 ms, respectivamente. Se determinaron los valores máximos para cada una de las 20

señales registradas durante el FMVM; Estos valores fueron considerados como las amplitudes máximas de EMG producidas voluntariamente. Posteriormente, las 20 señales registradas durante las mordidas a FMSM se normalizaron a sus respectivos valores máximos y se expresaron como porcentajes. Para el análisis de las señales registradas durante el FMSM, sólo se consideraron los cinco segundos centrales del registro de 15 segundos (figura 2.6). Esto se hizo para obtener datos en un estado estable, por lo tanto, las fluctuaciones asociadas al alcanzar el nivel de fuerza durante los primeros 5 segundos y los posibles efectos de la fatiga muscular durante los últimos 5 segundos fueron descartados. Para las 20 señales, en cada uno de los niveles de FM, se obtuvieron 10 valores de amplitud de EMG normalizados (correspondientes a los 5 segundos de análisis); se promediaron estos diez valores para cada señal. Se promediaron los valores de las cinco señales correspondientes a cada columna. De esta manera, para cada nivel de FM se obtuvo un valor de amplitud normalizado que representó el nivel de activación de UMs pertenecientes al territorio de cada columna (A, MA, MP y P). Para describir los cambios en la distribución topográfica de la actividad EMG del MS en los diferentes niveles de mordidas, se calculó la posición de un centro de masa (CDM) mediante los valores de amplitud EMG normalizados y las posiciones XY de los electrodos de la matriz, estos últimos fueron determinados en base al sistema de referencia de esta (figura 2.3). Así, se calcularon las posiciones anterior-posteriores (CDM_x) y cefalocaudales (CDM_y) del CDM. Para describir el grado de uniformidad en el reclutamiento de las unidades motoras del MS, se utilizó un índice de modificado de entropía. Farina et al. (23) han reportado valores en unidades arbitrarias de este índice, en un rango de 5-6, siendo los valores más cercanos a cero, indicadores de una mayor heterogeneidad. Para obtener una representación topográfica de los niveles de

activación de las unidades motoras del MS, se construyeron mapas topográficos usando los valores de amplitud EMG normalizados, calculados en ventanas de 500ms y un factor de interpolación de 8.

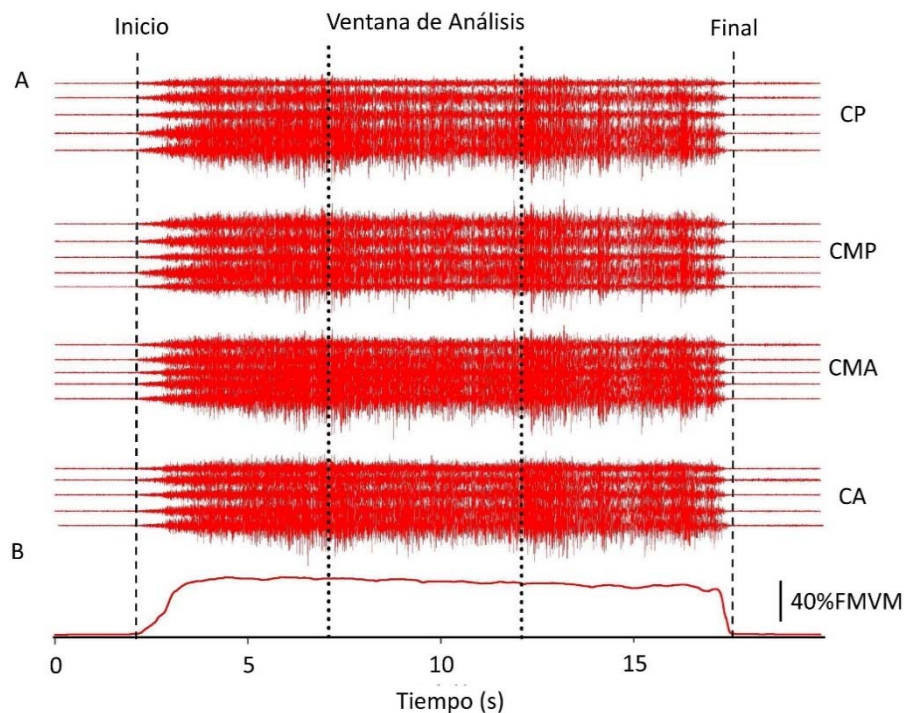


Figura 2.6. Muestra un ejemplo de registros electromiográficos de superficie (A) y de fuerza masticatoria (B), obtenidos durante una prueba correspondiente al 40% de la fuerza masticatoria voluntaria máxima (FMVM). Se indica la ventana de análisis ubicada en los cinco segundos centrales de la prueba. CP: columna posterior del masetero superficial. CMP: Columna medio posterior; CMA: Columna medio anterior y CA: Columna anterior.

2.2.6 análisis estadístico.

Se realizó una estadística descriptiva de las variables de amplitud normalizadas de cada columna (A, MA, MP y P), de las posiciones CDMx, CDMy y de índices de entropía. Además, se estudió la distribución de estas variables utilizando una prueba de Shapiro-Wilk. Para determinar las posibles diferencias en el nivel de activación de las diversas porciones del MS, se realizó una comparación de los valores de amplitud entre las cuatro columnas dentro de cada nivel de FMSM. También se contrastaron los valores de entropía y posiciones CDMx y CDMy entre los diferentes niveles de FMSM. Todas las

comparaciones se realizaron mediante un análisis de ANOVA y un post test de Bonferroni. Todos los análisis se realizaron a dos colas y con un nivel de significancia estadística de un 95%, se consideraron como diferencias estadísticamente significativas aquellas asociadas a un valor $p < 0.05$. Todos los análisis fueron realizados mediante el software STATA (Versión SE 12.1. StataCorp LP, College Station, E.U.).

2.3.- Resultados.

Todas las variables analizadas mostraron una distribución normal ($p < 0,0001$) y se representaron por sus medias y desviaciones estándar. Se muestran en la Tabla 2.1. La Figura 2.7.a muestra los valores de amplitud EMG normalizados para las columnas A, MA, MP y P en diferentes porcentajes de FMVM. A nivel del 20%, la amplitud para A fue mayor en relación a las columnas posteriores, P ($p < 0,0001$) y MP ($p = 0,001$). En este mismo parámetro, la columna MA mostró un valor más alto que la columna P ($p = 0,01$). A 40%, la columna A también mostró una mayor amplitud que las columnas P ($p < 0,0001$) y MP ($p = 0,001$). Para el 60%, se observó que la amplitud de la columna A fue mayor que la amplitud de la columna P ($p = 0,001$). La diferencia de activación entre las columnas A y P se muestra en la figura 2.7.a. Un ejemplo de los mapas topográficos obtenidos en base a la amplitud de las señales EMG, registradas en los distintos niveles de FM, son mostrados en la figura 2.8.

El CDMx mostró un desplazamiento posterior en relación al incremento del porcentaje de FMVM desarrollado. Las posiciones del CDMx al 60% ($p = 0,001$), al 80% ($p < 0,0001$) y al 100% ($p < 0,0001$) fueron más posteriores que las registradas al 20% (figura 2.8.c). Para el CDMy no se observaron cambios significativos. Los índices de

entropía registrados al 60% ($p = 0,001$), al 80% ($p < 0,0001$) y al 100% ($p < 0,0001$) aumentaron en comparación con el observado al 20% (figura 2.7.b).

Tabla 2.1. Promedios y desviaciones estándar de los valores de amplitud electromiográfica normalizados, registrados en cuatro lugares distintos del músculo masetero superficial, durante mordidas a diferentes porcentajes de la fuerza masticatoria voluntaria máxima en jóvenes sanos dentados naturales (n=20).

Columnas	20%	40%	60%	80%	100%
Anterior	29.5(5.6)^{A,B}	46.7(6.3)^{A,B}	60.1(6.0)^A	84.1(9.8)	97.7(2.5)
Medio-Anterior	26.9(4.4)^C	42.8(6.8)	58.2(6.2)	82.2(9.0)	98.3(1.6)
Medio-Posterior	24.5(3.2)^B	39.5(7.1)^B	56.0(6.1)	80.6(7.1)	98.4(1.6)
Posterior	22.4(2.9)^{A,C}	37.3(4.9)^A	53.4(6.3)^A	80.3(7.4)	97.3(2.7)

%; porcentaje de la fuerza masticatoria voluntaria máxima.

^A Diferencia estadística entre las columnas anterior y posterior (valor $p < 0.05$).

^B Diferencia estadística entre las columnas anterior y medio posterior (valor $p = 0.001$).

^C Diferencia estadística entre las columnas medio anterior y posterior (valor $p = 0.01$).

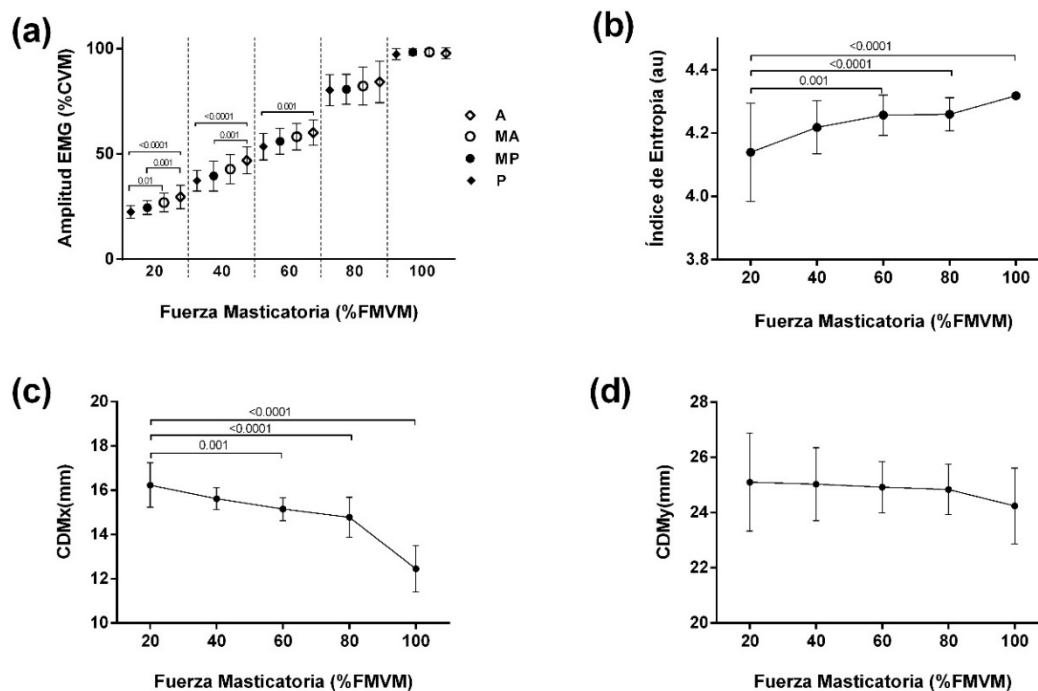


Figura 2.7. Parámetros electromiográficos del músculo masetero superficial a diferentes niveles de fuerza masticatoria registrados en jóvenes sanos dentados naturales (n=20). (a) Amplitud en las columnas: Anterior (A), Media-anterior (MA), Media-Posterior (PM) y Posterior (P). (b) Valores de entropía. (c) Posición del centro de masa en X. (d) posición del centro de masa en Y. El nivel de fuerza masticatoria se expresa como un porcentaje de FMVM. Las diferencias se indican mediante líneas horizontales con sus respectivos valores de p.

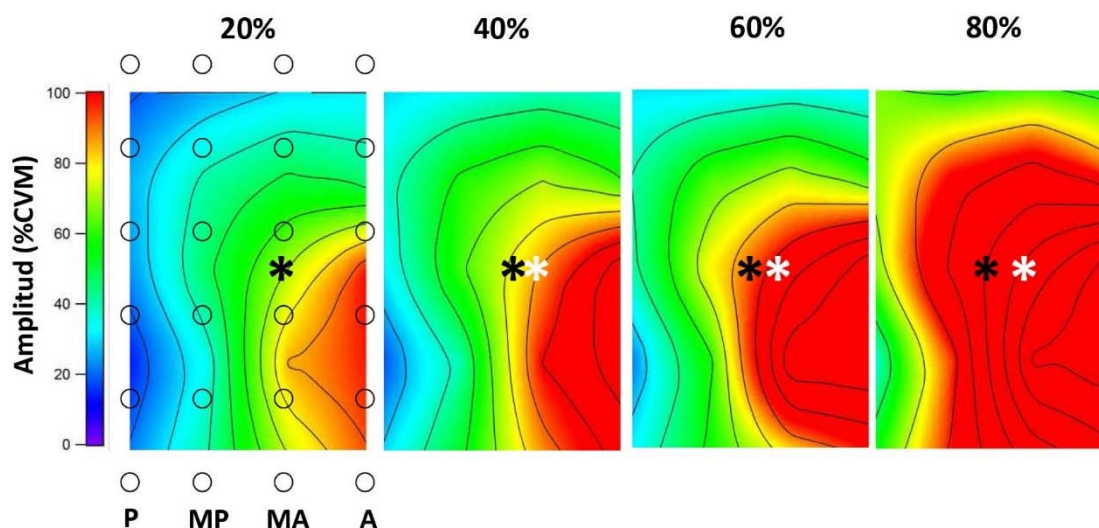


Figura 2.8. Ejemplos de mapas topográficos de la amplitud de la actividad EMG del músculo masetero superficial registrado durante las mordidas al 20, 40, 60 y 80% de la fuerza masticatoria voluntaria máxima (FMVM). Los mapas se construyeron en ventanas de 500 ms y con un factor de interpolación de 8. Los valores de amplitud de cada mapa se expresan como un porcentaje del valor máximo de cada uno. ○: posiciones del electrodo. *: Ubicación del centro de masa. *: Ubicación del centro de masa al 20% de VMBF

2.4.- Discusión.

Este estudio demostró una diferencia en el reclutamiento de las UMs de las porciones anterior y posterior del MS durante la mordida a niveles submáximos de fuerza masticatoria. Dichos resultados apoyan la presencia de una compartimentación funcional del MS.

Los resultados del presente estudio indican que durante una mordida a bajos niveles de FM (20-60% de la FMVM), las UMs ubicadas en la parte anteriores del MS se reclutan más que las presentes en las porciones más posteriores. Desde el punto de vista biomecánico, durante una mordida estática con una dimensión vertical cercana a la posición intercuspal, el eje de rotación de la mandíbula se localiza en los cóndilos de las articulaciones temporomandibulares. Por lo tanto, las UMs de la parte anterior del MS tienen un brazo de palanca mayor que las UMs posteriores (10, 24) . Este factor, proporciona una mayor ventaja mecánica a las MUs anteriores. Posiblemente, por esa razón, tengan un menor umbral de activación, reflejado en su mayor activación a bajos niveles de FM. En este estudio, la DIO fue constante. Por lo tanto, no podemos garantizar que el comportamiento de las MUs anteriores en relación con las UMs posteriores se mantiene durante mordidas a diferentes DIO, tal como se ha observado recientemente, usando electrodos bipolares (25). Por otro lado, una mordida a un nivel submáximo requiere un control fino en el desarrollo de fuerza. Los resultados de este estudio muestran que durante los niveles submáximos, la actividad EMG fue mayor en la región anterior, comparada con la posterior. Considerando que la amplitud de la EMG es un indicador del número de MUs activas, y en base a los resultados que mostraron un mayor amplitud EMG en la región anterior del MS, durante las mordidas a bajos niveles

de fuerza, se podría presumir que, las MUs anteriores del MS tienen una mayor participación en tareas motoras finas en la que está involucrado este músculo (26). Posiblemente, a niveles bajos de FM, la función de la porción posterior del MS estaría más relacionada con la estabilización mandibular. En este mismo sentido, los resultados de esta investigación, demostraron que a altos niveles de FM (80-100% FMVM), no existió diferencia significativa entre los niveles de activación de las UMs anteriores y posteriores. Esto podría ser interpretado como que las UMs posteriores son reclutadas de mayor forma cuando los requerimientos de FM son más altos, en otras palabras al momento de ejecutar una tareas motoras comparativamente más gruesas que niveles submáximos. Sin embargo, es necesario contar con nuevos estudios que contribuyan con resultados que permitan afirmar o descartar dichos supuestos.

Existen antecedentes que plantean la idea que la distribución del tipo de fibras musculares en el interior de un músculo no es azarosa, sino más bien, tendría una distribución acorde a la funcionalidad específica de cada tipo de fibra muscular, en el contexto de la función de los músculos en particular(7). En los vertebrados, la composición de las fibras de los músculos elevadores de la mandíbula ha sufrido cambios evolutivos. Estos cambios tienen un origen adaptativo dependiendo de la dieta de cada especie (27). Al comparar los mamíferos superiores, como los humanos modernos, grandes simios y monos, se observa una gran diferencia en el tamaño de los músculos masticatorios. A nivel histológico, se ha observado que el diámetro de las fibras musculares tipo I no difiere entre humanos y monos (*macaca fascicularis*) (28). Sin embargo, las fibras tipo II de los seres humanos sólo tienen 1/8 del diámetro, de las fibras tipo II de este tipo de monos (28). Así, la mutación de ciertos genes (MYH16) puede estar relacionado con la reducción del diámetro de las fibras de tipo II (28).

Además de estas diferencias y dados las complejas funciones en que participan los músculos masticatorios de los humanos, tales como el lenguaje, hace presumir que la estructura de los músculos elevadores de la mandíbula es mucho más compleja en los seres humanos que en primates. Esta complejidad podría justificar desde la perspectiva funcional la existencia de una compartimentación.

Los diferentes niveles de activación de las UMs situadas en los diferentes sitios de registro de MS (A, MA, MP y P) podrían estar relacionados con una especialización funcional de las UMs según la ubicación de estas al interior de un músculo. Esta especialización funcional puede estar relacionada con la distribución heterogénea del tipo de fibras musculares dentro del MS. En los músculos masticatorios de animales se ha observado que en las regiones más anteriores y más profundas, existe un mayor contenido de fibras musculares de tipo I, mientras que las porciones más superficiales y posteriores presentan más fibras de tipo IIa (29). Sin embargo, el tema es controvertido en los seres humanos. Mientras que algunos investigadores han informado de que el MS tiene un mayor número de fibras de tipo IIa (30), otros argumentan que habría un predominio de fibras híbridas (31). Por otra parte, hay informes de un mayor porcentaje de fibras de tipo I en la parte anterior de la MS (32). Nuestros resultados son consistentes con los obtenidos previamente por otros autores (11), dado que durante la mordida a fuerza submáxima, las UMs de la parte anterior fueron más reclutadas que las UMs localizadas en la porción posterior. Esto indicaría que UMs del MS tendría diferentes umbrales de activación en función de su ubicación en el interior del músculo. Las diferencias en los umbrales de activación de UMs se basa en el principio de tamaño de Henneman (33). Este principio describe que el reclutamiento de las UMs durante el desarrollo de la fuerza muscular progresiva, describe un orden relacionado con el

tamaño de las UMs. A bajos niveles de fuerza, se reclutan primero las pequeñas UMs (motoneuronas con somas pequeños con menos fibras musculares), mientras que las UMs más grandes (motoneuronas de grandes somas y mayor número de fibras musculares) son reclutadas posteriormente a medida que aumenta la demanda de fuerza. En la mayoría de los músculos esqueléticos, las UMs pequeñas tienen fibras de contracción lenta o fibras de tipo I, mientras que las UMs grandes están formadas por fibras de contracción rápida o fibras de tipo II (24). Los resultados del presente estudio indican que las UMs de la porción anterior de la MS tienen un umbral de activación menor que las de la porción posterior, lo que según el principio de tamaño sugiere que las UMs localizadas en la porción anterior serían UMs pequeñas. En esta dirección, los estudios histológicos han demostrado que existe un predominio de fibras tipo I en la porción anterior del MS (32). Curiosamente, este tipo de fibras musculares en el masetero, presentan un mayor diámetro que las fibras de tipo II (30, 32); sin embargo, se ha establecido que este mayor tamaño de las fibras musculares, no implica un mayor tamaño de las unidades motoras (34). En este sentido, nuestros resultados podrían indicar que el reclutamiento de las UMs del MS implicaría una excepción al principio de tamaño. En este contexto, existe evidencia que sugiere que en algunas situaciones especiales, el reclutamiento de UMs en el MS no correspondería al principio de tamaño (35); por lo tanto, existe la necesidad de futuras investigaciones que profundicen en las estrategias de reclutamiento de las UMs del SM bajo diferentes condiciones. Nuestros resultados indican que las UMs del MS se reclutan progresivamente desde la parte anterior hacia la porción posterior. Esta afirmación es compatible con el comportamiento del CDMx observado durante los diferentes niveles de FM (Figura 2.7c). A niveles bajos de FM, el CDMx se localizó anteriormente en el MS, y se desplazó

hacia posterior a medida que se incrementó el nivel de FM producido. Esto puede interpretarse como un aumento en el reclutamiento de las UMs localizadas en la porción posterior del SM, con el objetivo de cubrir el aumento de la demanda de FM. La diferencia entre el reclutamiento de las UMS anteriores y posteriores, registrada a bajos niveles de FM, demuestra la heterogeneidad de dicho reclutamiento al interior del MS. Sin embargo, estas diferencias desaparecen a los altos niveles de FM, observándose un reclutamiento más homogéneo. Esta afirmación es apoyada por el comportamiento de los índices de entropía registrados en los diferentes niveles de FM (Figura 2.7b), demostrando que la heterogeneidad en el reclutamiento de las UMs es dependiente del nivel de FM desarrollado, lo que resulta concordante con lo reportado por otros autores (36).

Una de las principales limitaciones de esta investigación fue el tomar una muestra de individuos extremadamente sanos desde la perspectiva de salud oral, lo que no es frecuente en la población general. El hecho de evaluar una muestra constituida por voluntarios jóvenes y sanos con un crecimiento y desarrollo ideal del sistema craneofacial, puede conferir una baja validez externa del presente estudio. Por ello, aunque nuestros resultados no puedan ser extrapolados a la población general, la selección de esta muestra permitió el control de factores de confusión asociados con estados adaptativos y / o patológicos del sistema masticatorio, buscando conferirle una alta validez interna al presente estudio.

Las diferencias regionales en el nivel de activación se observaron principalmente a niveles bajos de FM y entre las UMs localizadas en las columnas A y P, no entre las localizadas en las columnas MA y MP; esto podría atribuirse al hecho de que las UMs

localizadas en estas regiones serían UMs con características funcionales intermedias en las ubicadas entre las columnas A y P.

Los resultados de este estudio muestran que las UMs del MS tienen diferentes niveles de activación en relación con su ubicación y la magnitud de FM solicitado. Los hallazgos sugieren que el MS está organizado en tres compartimentos funcionales: un compartimento anterior, un compartimento medio y un compartimento posterior; sin embargo, esta compartimentación sólo se manifiesta a niveles submáximos de FM (20-60% FMVM).

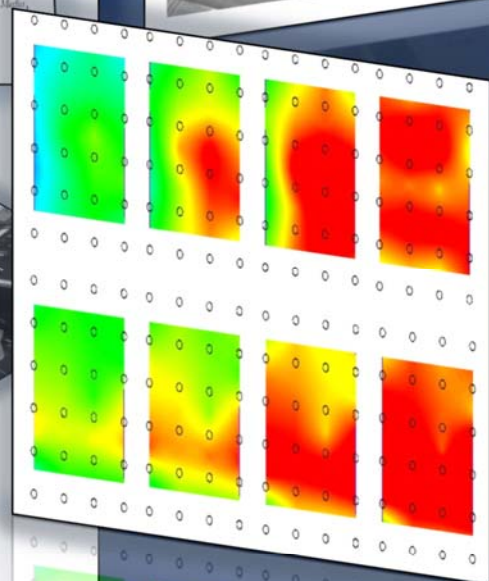
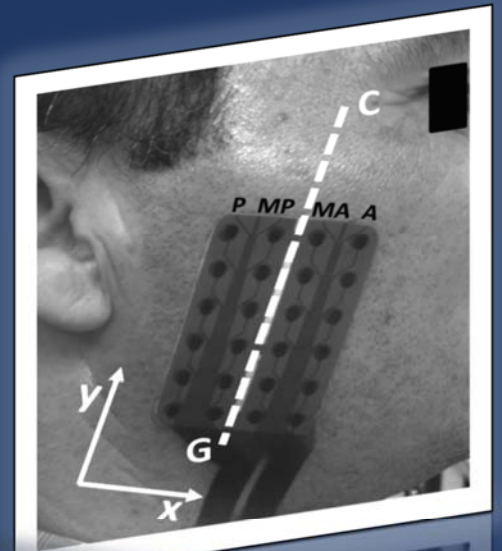
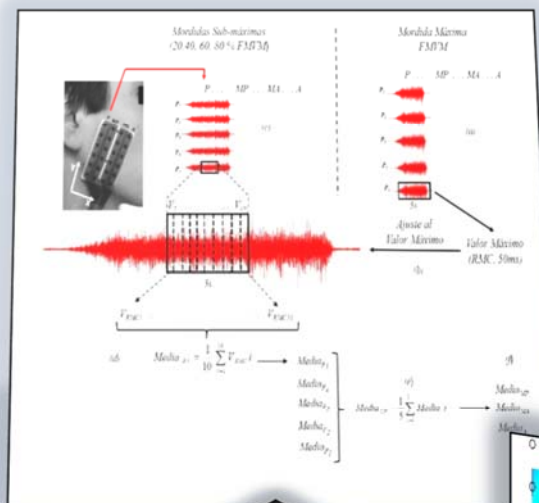
2.5. Referencias

1. Gillies AR, Lieber RL. Structure and Function of the Skeletal Muscle Extracellular Matrix. *Muscle Nerve*. 2011;44(3):318-31.
2. Basmajian J. *Muscle Alive*. Baltimore: Williams and Wilkins Company; 1967.
3. Campbell KM, Biggs NL, Blanton PL, Lehr RP. Electromyographic investigation of the relative activity among four components of the triceps surae. *Am J Phys Med*. 1973;52(1):30-41.
4. Soderberg GL, Dostal WF. Electromyographic study of three parts of the gluteus medius muscle during functional activities. *Phys Ther*. 1978;58(6):691-6.
5. Pare EB, Stern JT, Jr., Schwartz JM. Functional differentiation within the tensor fasciae latae. A telemetered electromyographic analysis of its locomotor roles. *J Bone Joint Surg Am*. 1981;63(9):1457-71.
6. Paton ME, Brown JM. An electromyographic analysis of functional differentiation in human pectoralis major muscle. *J Electromyogr Kinesiol*. 1994;4(3):161-9.
7. Chanaud CM, Pratt CA, Loeb GE. Functionally complex muscles of the cat hindlimb. V. The roles of histochemical fiber-type regionalization and mechanical heterogeneity in differential muscle activation. *Exp Brain Res*. 1991;85(2):300-13.
8. Blanksma NG, Van Eijden TM. Electromyographic heterogeneity in the human temporalis muscle. *J Dent Res*. 1990;69(10):1686-90.
9. Blanksma NG, van Eijden TM. Electromyographic heterogeneity in the human temporalis and masseter muscles during static biting, open/close excursions, and chewing. *J Dent Res*. 1995;74(6):1318-27.
10. Blanksma NG, van Eijden TM, van Ruijven LJ, Weijs WA. Electromyographic heterogeneity in the human temporalis and masseter muscles during dynamic tasks guided by visual feedback. *J Dent Res*. 1997;76(1):542-51.
11. Blanksma NG, Van Eijden TM, Weijs WA. Electromyographic heterogeneity in the human masseter muscle. *J Dent Res*. 1992;71(1):47-52.
12. Yoshikawa T, Suzuki T. The comparative anatomical study of the masseter of the mammal (3). *Anat Anz*. 1969;125(4):363-87.
13. Gaspard M, Laison F, Mailland M. [Architectural organization and texture of the masseter muscle in primates and man]. *J Biol Buccale*. 1973;1(1):7-20.
14. McMillan AS, Hannam AG. Task-related behavior of motor units in different regions of the human masseter muscle. *Arch Oral Biol*. 1992;37(10):849-57.
15. Merletti R, Parker P. *Electromyography. Physiology, Engineering and Noninvasive Applications*. Hoboken, New Jersey.: Published by John Wiley & Sons, Inc.,; 2004.
16. Masuda T, Sadoyama T. Distribution of innervation zones in the human biceps brachii. *J Electromyogr Kinesiol*. 1. England: 1991. Published by Elsevier Ltd.; 1991. p. 107-15.
17. Merletti R, Holobar A, Farina D. Analysis of motor units with high-density surface electromyography. *J Electromyogr Kinesiol*. 18. England2008. p. 879-90.
18. Araya R, Wynn R, Lewis G. Comparison of two self administered psychiatric questionnaires (GHQ-12 and SRQ-20) in primary care in Chile. *Soc Psychiatry Psychiatr Epidemiol*. 1992;27(4):168-73.
19. DeLeeuw R. *Orofacial Pain, Guidelines for Assessment Diagnosis, and Manegement*. Fourth Edition ed. Chicago. USA.2008. 26 p.
20. Dworkin SF, LeResche L. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique. *J Craniomandib Disord*. 1992;6(4):301-55.
21. van Kampen FM, van der Bilt A, Cune MS, Bosman F. The influence of various attachment types in mandibular implant-retained overdentures on maximum bite force and EMG. *J Dent Res*. 2002;81(3):170-3.

22. Castroflorio T, Farina D, Bottin A, Debernardi C, Bracco P, Merletti R, et al. Non-invasive assessment of motor unit anatomy in jaw-elevator muscles. *J Oral Rehabil.* 2005;32(10):708-13.
23. Farina D, Leclerc F, Arendt-Nielsen L, Buttelli O, Madeleine P. The change in spatial distribution of upper trapezius muscle activity is correlated to contraction duration. *J Electromyogr Kinesiol.* 18. England 2008. p. 16-25.
24. Korfage JA, Koolstra JH, Langenbach GE, van Eijden TM. Fiber-type composition of the human jaw muscles--(part 1) origin and functional significance of fiber-type diversity. *J Dent Res.* 2005;84(9):774-83.
25. Arima T, Takeuchi T, Honda K, Tomonaga A, Tanosoto T, Ohata N, et al. Effects of interocclusal distance on bite force and masseter EMG in healthy participants. *J Oral Rehabil.* 2013;40(12):900-8.
26. Osterlund C, Thornell LE, Eriksson PO. Differences in fibre type composition between human masseter and biceps muscles in young and adults reveal unique masseter fibre type growth pattern. *Anat Rec (Hoboken).* 2011;294(7):1158-69.
27. Hoh JF. 'Superfast' or masticatory myosin and the evolution of jaw-closing muscles of vertebrates. *J Exp Biol.* 2002;205(Pt 15):2203-10.
28. Stedman HH, Kozyak BW, Nelson A, Thesier DM, Su LT, Low DW, et al. Myosin gene mutation correlates with anatomical changes in the human lineage. *Nature.* 2004;428(6981):415-8.
29. Sano R, Tanaka E, Korfage JA, Langenbach GE, Kawai N, van Eijden TM, et al. Heterogeneity of fiber characteristics in the rat masseter and digastric muscles. *J Anat.* 2007;211(4):464-70.
30. Serratrice G, Pellissier JF, Vignon C, Baret J. The histochemical profile of the human masseter. An autopsy and biopsy study. *J Neurol Sci.* 1976;30(1):189-200.
31. Korfage JA, Koolstra JH, Langenbach GE, van Eijden TM. Fiber-type composition of the human jaw muscles--(part 2) role of hybrid fibers and factors responsible for inter-individual variation. *J Dent Res.* 2005;84(9):784-93.
32. Sciote JJ, Rowlerson AM, Hopper C, Hunt NP. Fibre type classification and myosin isoforms in the human masseter muscle. *J Neurol Sci.* 1994;126(1):15-24.
33. Henneman E, Somjen G, Carpenter DO. Excitability and inhibitability of motoneurons of different sizes. *J Neurophysiol.* 1965;28(3):599-620.
34. Scutter SD, Turker KS. Estimating relative motoneurone size in human masseter muscle. *Arch Oral Biol.* 2000;45(7):617-20.
35. Yang J, Turker KS. Distribution of periodontal afferent input to motoneurons of human masseter. *Arch Oral Biol.* 2001;46(11):989-96.
36. Castroflorio T, Falla D, Wang K, Svensson P, Farina D. Effect of experimental jaw-muscle pain on the spatial distribution of surface EMG activity of the human masseter muscle during tooth clenching. *J Oral Rehabil.* 2012;39(2):81-92.

CAPÍTULO III

COMPARTIMENTALIZACIÓN FUNCIONAL DEL MÚSCULO MASETERO SUPERFICIAL
EN PERSONAS DESDENTADAS TOTALES REHABILITADAS CON PRÓTESIS
REMOVIBLE O FIJAS SOBRE IMPLANTES OSTEointegrados



CAPÍTULO III

COMPARTIMENTALIZACIÓN FUNCIONAL DEL MÚSCULO MASETERO SUPERFICIAL EN PERSONAS DESDENTADAS TOTALES REHABILITADAS CON PRÓTESIS REMOVIBLE O FIJAS SOBRE IMPLANTES OSTEOINTEGRADOS.

3.1.- Introducción.

El músculo masetero es un importante componente del sistema estomatognático. Este músculo participa en complejas funciones tales como la deglución, fonación y masticación. Junto con los músculos temporales y pterigoideo medial, el masetero es uno de los principales productores de la fuerza masticatoria. La magnitud de esta última resulta ser un buen determinante de la funcional del sistema estomatognático (1). El número de unidades motoras (UMs) activas y su frecuencia de descarga son factores neurofisiológicos asociados a la magnitud de fuerza muscular (2). Existe evidencia que demuestra que el reclutamiento de las UMs al interior de un mismo músculo es heterogéneo. Se han observado diferentes niveles de activación de estas, dependiendo de la región muscular donde se ubiquen (3-6). Esto ha sido interpretado, como que ciertas UMs ubicadas en unas regiones específicas del músculo, tendrían roles diferenciales durante la ejecución de determinadas tareas motoras, describiendo así una compartimentalización funcional (7). Existen reportes que en personas jóvenes dentadas naturales presentan una compartimentalización funcional del músculo masetero superficial (MS). Se han observado diferentes niveles de activación de las UMs ubicadas en las regiones anteriores y posteriores durante la mordida (7). Sin embargo, no hay antecedentes de la existencia de dicha compartimentalización en personas

mayores. Tampoco se ha descrito cuales podrían ser los posibles efectos de la pérdida total o parcial de los dientes sobre esta compartimentalización. La población de personas mayores es más propensa a la pérdida de las piezas dentaria (8). El edentulismo o pérdida total de los dientes presenta una prevalencia de 11.7% (9) y es la causa de grandes trastornos de la salud bucal y de la función masticatoria. La pérdida de los dientes implica no sólo una alteración biomecánica, sino también la pérdida de mecanorreceptores periodontales. Estos contribuyen a la generación de información sensorial requerida para el control sensoriomotor de las UMs. Se ha demostrado que la información sensorial proveniente de los mecanorreceptores juega un rol esencial en la generación de los patrones de reclutamiento de las UMs (10-13). En el caso particular de la musculatura masticatoria, la información sensorial, permite la generación de movimientos mandibulares rítmicos, a la vez que contribuye a mecanismos de protección frente a sobrecargas masticatorias (14-18). El edentulismo total, involucra la pérdida de la totalidad de los mecanorreceptores periodontales e intradentales. Por esta razón, es posible hipotetizar que el mecanismo de reclutamiento de las UMs de los músculos masticatorios puede verse afectado. En la actualidad los pacientes desdentados totales son rehabilitados con prótesis dentales, las cuales pueden ser removibles (PR) o fijas sobre implantes óseos (PFSI). Ambas condiciones implican distintas vías de adquisición de la información sensorial. En el caso de las RP predominan los receptores mucosales, mientras que en las PFSI, podría existir un fenómeno de osteopercepción. Estas distintas vías podrían implicar diferentes mecanismos sensoriomotores adaptativos, determinando cambios en la organización o compartimentalización funcional de los músculos masticatorios.

El presente capítulo presenta el trabajo investigativo cuyo objetivo fue comparar los niveles de activación de las UMs en cuatro zonas del músculo masetero superficial en personas desdentadas totales rehabilitadas con PR o PFSI, con la finalidad de someter a prueba las siguientes hipótesis:

i).- Existe una compartimentalización funcional del músculo masetero superficial en personas desdentadas totales rehabilitadas con PR o PFSI.

ii).- Existe una diferenciación entre la compartimentalización funcional del masetero superficial entre personas desdentadas totales rehabilitadas con PR o PFSI.

3.2. Métodos.

3.2.1. Diseño del estudio.

Se llevó a cabo un estudio observacional analítico de corte transversal.

3.2.2. Participantes.

Los voluntarios fueron reclutados desde dos clínicas odontológicas de la ciudad de Santiago de Chile. Las personas fueron invitadas a participar en una primera instancia mediante una llamada telefónica. Los potenciales participantes que manifestaron su interés en participar, fueron citados a un control odontológico, el cual fue realizado por un odontólogo especialista en rehabilitación oral con una experiencia profesional mayor a 30 años. Este profesional seleccionó a los pacientes desdentados totales bimaxilares usuarios de RP o PFSI. Se excluyó a todos los voluntarios que presentaron uno de los

siguientes criterios: i).- alteración osteomuscular (dolor muscular o articular, presencia de movimientos mandibulares alterados, etc); ii.- tratamiento farmacológicos con psicotrópicos y/o relajantes musculares; iii.- problemas en el soporte, retención o estabilidad de dispositivo protésico. En el caso de los pacientes con PFSI, se seleccionaron los pacientes que tuvieron cuatro implantes para fijar la prótesis maxilar y cuatro para la prótesis mandibular.

El estudio fue aprobado por el Comité Ético Científico de la Universidad de los Andes de Chile (anexo I). Todos los voluntarios dieron su consentimiento por escrito de forma libre e informada, mediante la firma de un documento de consentimiento informado. Todos los procedimientos realizados en este estudio, estuvieron de acuerdo a los principios de la Declaración de Helsinki (1975).

3.2.3. Protocolo de medición

Los voluntarios se sentaron en un sillón odontológico cuyo respaldo fue inclinado en 110°. El soporte de cabeza de este sillón fue ubicado de tal forma que mantuviera una extensión cabeza-cuello de aproximadamente 10°. Frente al voluntario y dentro de su campo visual directo se ubicó una pantalla de computador, la cual mostró en tiempo real el registro de un gnatodinamómetro (figura 3.1). Con este último dispositivo, se evaluó la fuerza masticatoria voluntaria máxima (FMVM). Dicha fuerza, fue definida como el máximo valor registrado por el gnatodinamómetro en tres mordidas a fuerza máxima. Cada mordida duró 5 segundos, y fueron intercaladas con un minuto de descanso. Luego, con el gnatodinamómetro en la misma posición antes descrita, se solicitó a los voluntarios realizar en orden aleatorio, mordidas a fuerza masticatoria

submáxima (FMSM), equivalentes al 20, 40, 60 y 80% de la FMVM. Las mordidas a FMSM tuvieron una duración de 15 segundos cada una. El nivel de FMVM pudo ser controlado por los voluntarios gracias a que en el monitor ubicado frente a ellos se mostró la FM junto con un paradigma. Este último fue ajustado a cada nivel de FM exigido (20, 40, 60 y 80% FMVM). Durante las mordidas, se registró la actividad EMG de las UMs de MS, para ello se usó una matriz flexible bidimensional, de 24 electrodos de superficie (ELSCH064NM3 modificada, OTBioelettronica. Torino, Italia). Esta matriz tuvo cuatro columnas de seis electrodos, con una distancia inter-electrodo de 10mm (figura 3.2).

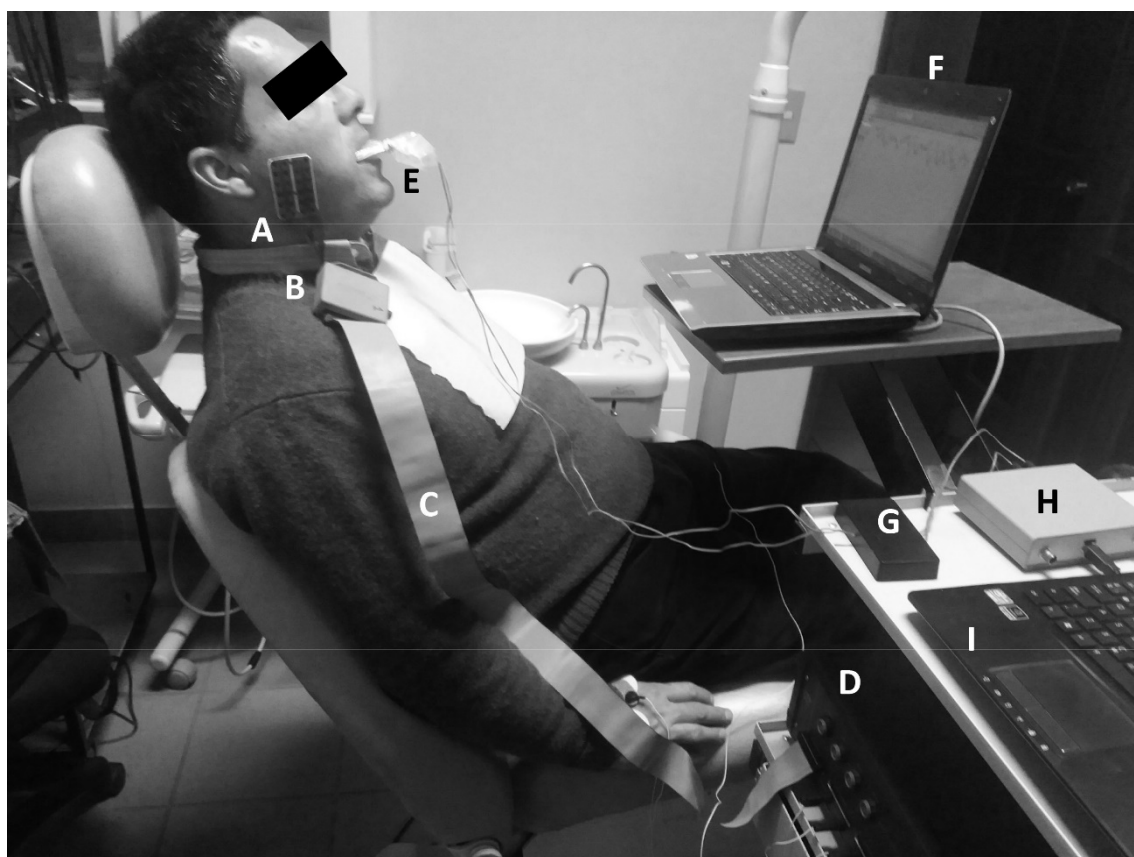


Figura 3.1. Montaje de evaluación. (A) matriz de electrodos de superficie. (B) Preamplificador de señales EMG registradas por la matriz. (C) Cable de conexión entre pre-amplificador y equipo electromiografico de alta densidad (D). (E) Gnatodinamómetro instalado en boca a nivel del primer molar. Monitor para retroalimentación visual del gnatodinamómetro. (G) Amplificador del gnatodinamómetro. (H) Conversor análogo-digital del gnatodinamómetro. (I) Computador para registros simultáneos de las señales electromiográficas y del gnatodinamómetro.

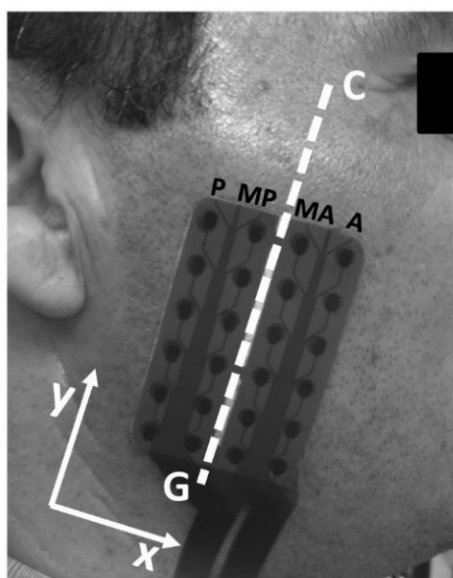


Figura 3.2. Matriz flexible de 24 electrodos de superficie (ELSCH064NM3 modificada, OTBioelettronica. Torino, Italia), utilizada para registrar la actividad de las unidades motoras del masetero superficial. En la imagen se presenta el sistema de referencia XY considerado sobre la matriz. C: cantus, G: gonion. Columnas: P: posterior; MP: medio posterior; MA: medio anterior y A: anterior.

3.2.4. Registro de Fuerza Masticatoria (FM)

La FM fue evaluada de manera isométrica a nivel de los primeros molares, con un gnatodinamómetro usado en un estudio previo (7). Este dispositivo consistió básicamente en dos asas de acero inoxidable, las cuales fueron instrumentadas con un sensor tipo “*strain gauge*” (KFG-2N-120-C1-11L1M2R: One Omega Drive. Stamford. USA). El dispositivo fue configurado para mantener una distancia interoclusal (DIO) de 8mm. Los contactos interoclusales del gnatodinamómetro fueron cubiertos con cuero, los cuales proporcionaron protección a las piezas protésicas. Además, el uso de este recubrimiento ha demostrado facilitar la buena reproducibilidad en las evaluaciones de la FMVM (1). Adicionalmente, el gnatodinamómetro fue cubierto por una bolsa de polietileno desechable de 100 x 125 mm (Gripper-Zipper. Europlas. Quilicura. Chile). Para evitar la transmisión de cualquier agente patógeno entre los participantes, tanto las coberturas de cuero, como las bolsas de polietileno fueron cambiadas para cada uno de los voluntarios. Las señales del gnatodinamómetro fueron amplificadas con una ganancia de 162 unidades y filtradas usando un filtro pasa bajos tipo “*Butterworth*” de cuarto orden, con una frecuencia de corte de 450Hz (Modelo Nidaq2: Kinetecnics. Santiago. Chile).

3.2.5. Registros electromiograficos.

La actividad EMG fue registrada en el MS dominante. El lado dominante fue definido como el lado de preferencia, descrito por los voluntarios, para morder un alimento duro (ejemplo una almendra). La piel en ese lado fue limpiada con una pasta abrasiva (Everi. Spes Medica s.r.l. Battipaglia, Italia) y lavada con agua. Para determinar

la dirección de las fibras musculares del MS, se trazó una línea entre el *gonio* y el *cantus*, según lo descrito por Castroflorio et al.(19), ver figura 3.3. Para corroborar si dicha línea fuera paralela a la dirección de las fibras musculares del MS, se registró mediante un conjunto de 16 electrodos dispuestos en linealmente (SA 16/2.5. OT Bioelettronica, Turín, Italia) la propagación de los potenciales de acción de las UM. Si dicha propagación fue no se observó de manera clara, bajo un criterio visual (Figura 3.3.A), los electrodos eran reorientados hasta obtener una propagación adecuada de los potenciales. Luego, de ser necesario, se corrigió la orientación de la línea *gonio-cantus* a la del electrodo. Finalmente, la matriz se ubicó sobre el MS de tal forma que las columnas de esta quedaran paralelas a línea *gonio-cantus*. También, el borde más anterior de la matriz, se hizo coincidir con el borde anterior del MS. La matriz fue fijada mediante un adhesivo hipoalergénico de 2mm de grosor (KITAD064N modificado. OT Bioelettronica, Torino, Italia) y el espacio comprendido entre la piel y el electrodo fue rellenado con una pasta conductora (AC Cream: Spes Medica s.r.l. Battipaglia. Italy). Las señales fueron amplificadas con una ganancia de 2000 y digitalizadas a una frecuencia de muestreo de 2048 Hz, con una resolución de 12-bit y pasadas por un filtro analógico tipo pasa banda de 10-500Hz (EMG-USB2: OTBioelettronica Torino. Italia).

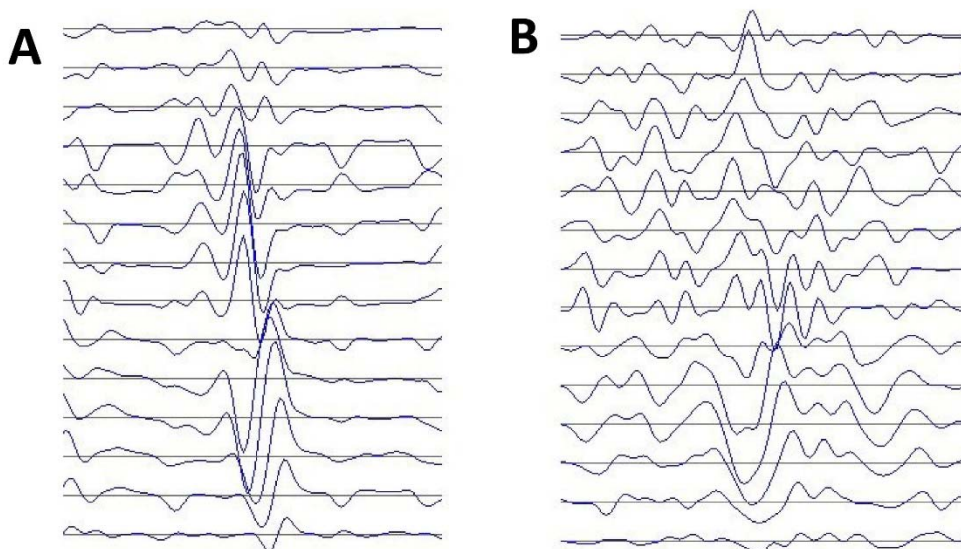


Figura 3.3. (A) Muestra los potenciales de acción de unidades motoras (PAUM) captados por una correcta alineación del conjunto de electrodos lineales con respecto a la dirección de las fibras musculares del masetero superficial. **(B)** Muestra los PAUM registrados con una disposición no paralela a las fibras musculares, esta requirió de la re-orientación del conjunto de electrodos, hasta cuando se obtuviera un registro como el mostrado en A.

3.2.6. Procesamiento de señales EMG.

Todas las señales EMG almacenadas se sometieron a un filtro digital “*Butterworth*” de segundo orden con un ancho de banda de 20-400 Hz (OT BioLab 1.7, OT Bioelettronica, Turín, Italia). La amplitud de las señales registradas durante FMVM y FMSM se calculó utilizando la raíz media cuadrática (RMC), con ventanas sin solapamiento de 50 y 500 ms, respectivamente. Se determinaron los valores máximos para cada una de las 20 señales registradas durante el FMVM; estos valores fueron considerados como las amplitudes máximas de EMG producidas voluntariamente. Posteriormente, las 20 señales registradas durante las mordidas a FMSM se normalizaron a sus respectivos valores máximos y se expresaron como porcentajes. Para el análisis de las señales registradas durante el FMSM, sólo se consideraron los cinco segundos centrales del registro de 15 segundos (figura 3.4). Esto se hizo para obtener

datos en un estado estable, por lo tanto, las fluctuaciones asociadas al alcanzar el nivel de fuerza durante los primeros 5 segundos y los posibles efectos de la fatiga muscular durante los últimos 5 segundos fueron descartados. Para las 20 señales, en cada uno de los niveles de FM, se obtuvieron 10 valores de amplitud de EMG normalizados (correspondientes a los 5 segundos de análisis) y se promediaron estos diez valores para cada señal. Se promediaron los valores de las cinco señales correspondientes a cada columna, de esta manera, para cada nivel de FM se obtuvo un valor de amplitud normalizado que representó el nivel de activación de UMs pertenecientes al territorio de cada columna (A, MA, MP y P). Para describir los cambios en la distribución topográfica de la actividad EMG del MS en los diferentes niveles de mordidas, se calculó la posición de un centro de masa (CDM) mediante los valores de amplitud EMG normalizados y las posiciones XY de los electrodos de la matriz, estos últimos fueron determinados en base al sistema de referencia de esta (figura 3.2). Así, se calcularon las posiciones anterior-posteriores (CDM_x) y cefalo-caudales (CDM_y) del CDM. Para describir el grado de uniformidad en el reclutamiento de las unidades motoras del MS, se utilizó un índice de modificado de entropía. Farina et al. (20) han reportado valores en unidades arbitrarias de este índice, en un rango de 5-6, siendo los valores más cercanos a cero, indicadores de una mayor heterogeneidad. Para obtener una representación topográfica de los niveles de activación de las unidades motoras del MS, se construyeron mapas topográficos usando los valores de amplitud EMG normalizados, calculados en ventanas de 500ms y un factor de interpolación de 8. Todos los

procedimientos fueron realizados mediante un macro computacional especialmente programado para ello (IgorPro 6.0: WaveMetrics Inc. Portland, USA).

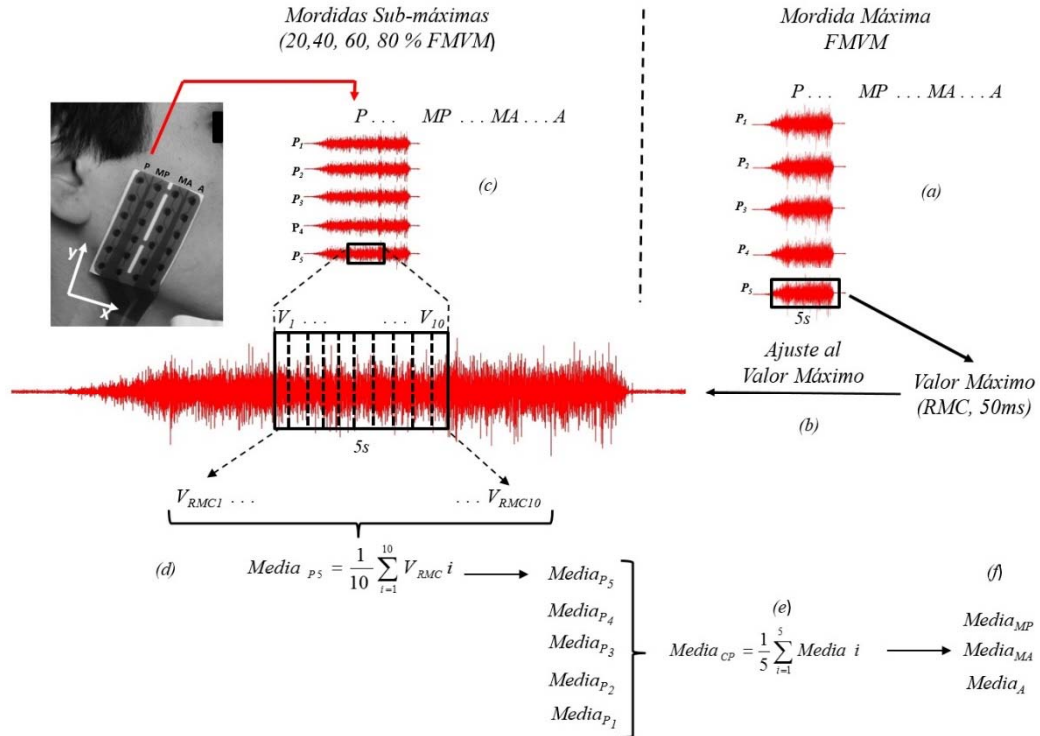


Figura 3.4. Esquematiza el procesamiento de las señales EMG, se usa como ejemplo el procesamiento de la quinta señal de la columna Posterior. (a) A partir de los registros realizados durante la mordida a fuerza masticatoria voluntaria máxima (FMVM), se obtuvo la amplitud máxima de la quinta señal de la columna posterior, mediante la raíz media cuadrática (RMC) usando una ventana móvil de 50ms. (b) La señal registrada durante las mordidas submáximas fueron ajustadas a dicho valor máximo y expresadas como % de la FMVM. A partir de los cinco segundos centrales de la señal se calcularon diez valores de amplitud, mediante la RMC, usando una ventana móvil de 500ms de ancho. (d) Los diez valores obtenidos fueron promediados para representar la amplitud de la quinta señal de la columna posterior ($Media_{P_5}$). El mismo procedimiento fue aplicado a las otras cuatro señales, obteniendo la media de cada una de ellas. (e) Los cinco valores medios fueron promediados para obtener un valor representativo de la columna posterior. (f) El mismo procedimiento fue aplicado a las columnas medio posterior (MP), medio anterior (MA) y anterior (A).

3.2.7. Análisis estadístico.

Las características demográficas y la FMVM de ambos grupos fueron comparados mediante las pruebas de t-student para datos independientes, o bien, la prueba de *Mann Whiney*, de acuerdo a la normalidad de la distribución de las variables comparadas. Esta última fue evaluada mediante la prueba de *Shapiro Wilk*. Para

comparar las amplitudes EMG de las cuatro columnas, los índices de entropía y la posición del CDM, dentro de cada grupo y entre los grupos, se utilizó un análisis de modelos de covarianza mixtos (21). Todos los análisis fueron realizados a dos colas y con un nivel de significancia estadística de un 95%. Se consideraron diferencias estadísticamente significativas, cuando estas se asociaron a un valor-p menor a 0.05. Todos los análisis estadísticos fueron realizados en el software STATA (STATA/SE 12.1. Stata Corp. College Station. USA).

3.3. Resultados

No se observaron diferencias significativas entre las características demográficas de ambos grupos (tabla 3.1). Sin embargo, el grupo con PFSI mostró mayores valores de FMVM que el grupo con PR ($p=0.003$). En el grupo de RP, existió una diferencia significativa entre el nivel de activación registrado entre las columnas anteriores y la posterior al 40% de la FMVM, lo mismo fue observado entre la columna anterior y posterior al nivel del 60%. Para los niveles de 20 y 80% de FMVM no se observaron diferencia entre las columnas. En este mismo grupo, el análisis general del modelo mixto (considerando un análisis anidado en las columnas), la columna posterior mostró menor activación que la anterior (tabla 3.2). Para el grupo con PFSI, sólo se observaron diferencias entre las columnas posterior y medio posterior a los niveles de 40 y 80% de la FMVM, el análisis general mostró que no existió diferencia entre las columnas (tabla 3.2). Al comparar las amplitudes electromiograficas entre los grupos no se observaron diferencias en los niveles de 20 y 40% de la FMVM, sin embargo, al 60 y 80% de la FMVM, el grupo con PFSI registró mayor amplitud EMG que el con RP ($p<0.005$). El análisis

general (anidado por grupo) mostró que los pacientes con PFSI tuvieron mayor activación que las personas con RP. Ejemplos de mapas topográficos para un paciente con RP y otro con PFSI, son mostrados en la figura 3.5.

Tabla 3.1. Características demográficas de la muestra y valores de fuerza masticatoria voluntaria máxima. Promedios y desviaciones estándar

	Prótesis Fijas Sobre Implantes (n=14)	Prótesis Removibles (n=14)
Sexo	M=8; F=6	M=5; F=9
Edad (años)	67.7 (8.3)	62.3 (8.0)
Peso (kg)	73.6 (15.2)	70.5 (10.7)
Altura (cm)	165.8 (8.9)	158.9 (9.2)
IMC (kg/m²)	26.6 (4.5)	27.9 (3.9)
FMVM (N)	172.1 (51.3)*	112.9 (44.3)*

IMC: Índice de masa corporal. FMVM: Fuerza masticatoria voluntaria máxima. *valor-p=0.003 t-student.

Tabla 3.2. Comparación de la amplitud electromiográfica normalizada entre las distintas porciones del masetero superficial y entre grupos, según nivel de mordida. Las variables se presentan como promedio (desviación estándar) de la amplitud ajustada a la MVIC.

%FMVM	Posterior	Medio-posterior	Medio-anterior	Anterior	Diferencias Inter-región†
Prótesis fijas sobre implantes					
20%	25.31 (7.80)	26.73 (8.40)	25.60 (8.07)	25.06 (9.44)	Ninguna
40%	33.28 (11.45)	36.28 (13.43)	34.76 (10.94)	34.34 (10.60)	P < MP
60%	51.56 (13.60)	54.31 (14.68)	53.89 (12.90)	52.50 (12.69)	Ninguna
80%	62.90 (12.09)	67.09 (14.32)	65.94 (12.05)	64.39 (11.87)	P < MP
General	43.26 (18.62)	46.10 (20.20)	45.05 (19.27)	44.07 (18.93)	Ninguna
Prótesis removible					
20%	22.94 (7.36)	23.37 (5.67)	23.51 (4.99)	24.80 (5.14)	Ninguna
40%	33.46 (8.82)	35.87 (9.66)	36.24 (7.88)	37.10 (7.41)	P < MP = MA = A
60%	41.74 (10.10)	43.12 (10.75)	44.62 (8.24)	46.00 (7.04)	P < A
80%	52.57 (7.91)	52.71 (8.79)	52.86 (9.10)	53.35 (7.93)	Ninguna
General	37.41 (13.74)	38.51 (13.80)	39.06 (13.20)	40.07 (12.64)	P < A
Diferencias inter-grupos†					
20%	Ninguna	Ninguna	Ninguna	Ninguna	
40%	Ninguna	Ninguna	Ninguna	Ninguna	
60%	PFSI > PR	PFSI > PR	PFSI > PR	PFSI > PR	
80%	PFSI > PR	PFSI > PR	PFSI > PR	PFSI > PR	
General	PFSI > PR	PFSI > PR	PFSI > PR	PFSI > PR	

FMVM: Fuerza masticatoria voluntaria máxima.

† Valor-p < 0.05 en análisis de modelo mixto.

P, MP, MA, A: Posterior, Medio-posterior, Medio-anterior, Anterior.

PFSI, PR: Prótesis fija sobre implantes, Prótesis removible.

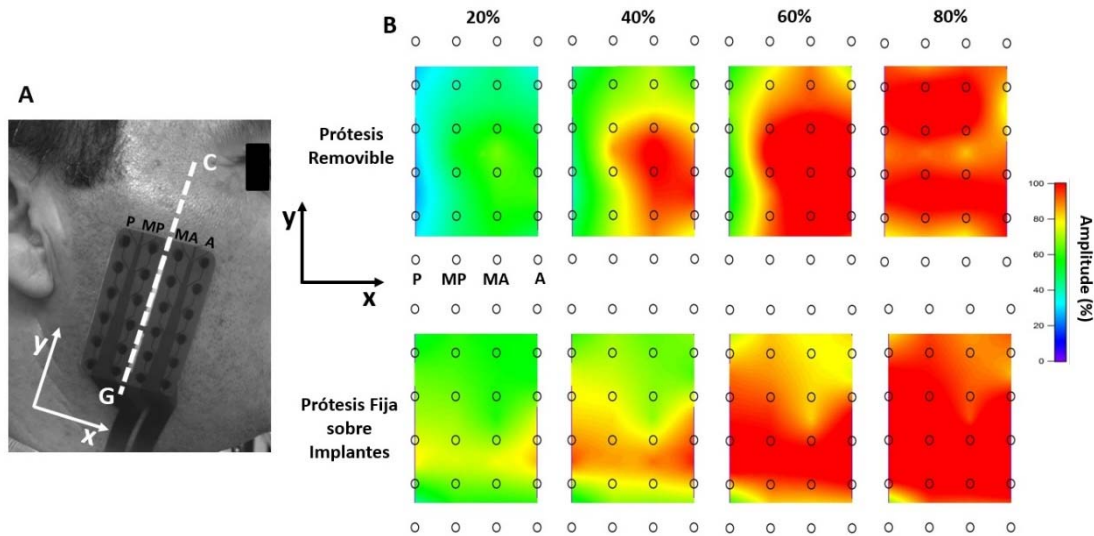


Figura 3.5. (A) Sistema de referencia que indica la orientación de la matriz de electrodos usada para obtener los registros EMG. (B) Ejemplos de mapas topográficos obtenidos de dos personas, en la parte superior usuaria de prótesis removible, en la parte inferior usuaria de prótesis fijas sobre implantes. Nótese la mayor homogeneidad antero-posterior en los mapas correspondientes a la persona con prótesis fijas sobre implantes. P, MP, MA, A: columna posterior, medio-posterior, medio-anterior y anterior.

En el grupo con RP el análisis general del modelo mixto, mostró que el CDMx de la actividad EMG sufrió un desplazamiento posterior al incrementar el nivel de BF. Este mismo análisis demostró que el CDMx en el grupo con PFSI no experimento desplazamiento. Al comparar ambos grupos, se observó que el CDMx se ubicó en una posición más posterior en el grupo RP que en el con PFSI (tabla 3.3).

El índice de entropía no mostró cambios en los distintos niveles de BF en el grupo con PFSI. Sin embargo, en el grupo con RP este índice se incrementó junto con el aumento de la BF. Al comparar ambos grupos, los índices de entropía fueron mayores en el grupo de PFSI en relación al grupo con RP (tabla 3.3).

Tabla 3.3. Comparación del centro de masa y la entropía entre grupos y niveles. Las variables se presentan como promedio (desviación estándar).

%FMVM	PFSI	PR	Diferencias inter-grupos †
Centro de masa (mm)			
20%	15.07 (0.67)	15.46 (0.75)	Ninguna
40%	15.22 (0.63)	15.44 (0.63)	Ninguna
60%	15.11 (0.68)	15.44 (0.62)	Ninguna
80%	15.13 (0.50)	15.10 (0.54)	Ninguna
General	15.13 (0.61)	15.36 (0.64)	PFSI < PR
Diferencias inter-niveles†	Ninguna	20 = 40 = 60 < 80	
Entropía (au)			
20%	4.18 (0.06)	4.14 (0.08)	Ninguna
40%	4.21 (0.05)	4.17 (0.09)	Ninguna
60%	4.20 (0.07)	4.18 (0.09)	Ninguna
80%	4.21 (0.09)	4.21 (0.08)	Ninguna
General	4.20 (0.07)	4.18 (0.09)	PFSI > PR
Diferencias inter-niveles †	Ninguna	20 < 60 = 80 40 < 80	

FMVM: Fuerza masticatoria voluntaria máxima.

† Valor p < 0.05 en análisis de modelo mixto.

PFSI, PR: Prótesis fija sobre implantes, Prótesis removible.

3.4. Discusión

Los resultados del presente estudio demuestran que el reclutamiento de las UMs del MS es heterogéneo en el caso de los pacientes con PR. Esta heterogeneidad, está relacionada con la ubicación de las UMs y con el nivel de FM desarrollado. Este reclutamiento diferenciado, podría ser interpretado como una compartimentalización funcional del MS, dado que existen UMs, ubicadas, por ejemplo, en la porción más anterior del MS, las cuales son mayormente activadas, en comparación a las ubicadas en otras zonas del mismo músculo (CP). De esta forma la ubicación de las UMs al interior de un músculo, podría estar asociado a funciones específica de dichas UMs, de esta forma, la organización espacial de dichas UMs, podría tener un sustrato funcional. La

presencia de esta compartimentalización funcional ha sido descrita previamente en otros músculos (22, 23) y en el masetero superficial (7).

En el grupo RP, en general las UMs de las regiones más anteriores presentaron mayor actividad que las de la zona posterior en niveles intermedios de mordida (40-60% de FMVM). Pero, al incrementar el nivel de FM esta diferencia desaparece. Estos hallazgos son coherentes con el comportamiento del CDMx, el cual, en este grupo, tendió a desplazarse hacia la región posterior en el nivel más alto de fuerza (tabla 3.3). Estos resultados demuestran que, en el grupo usuario de PR, las UMs de la porción anterior del MS, a bajos niveles de FM, son mayormente reclutadas, en comparación a las posteriores. Sin embargo, a medida que se incrementa el nivel de FM, las UMs de la porción posterior son progresivamente reclutadas, llegando a un nivel de activación similar al de las UMs de la porción anterior, en los niveles más alto de FM. Este mismo comportamiento de las UMs del MS ha sido observado en jóvenes dentados naturales (7). Por el contrario, en el grupo con PFSI, mostró una menor heterogeneidad en el reclutamiento de las UMs. En este grupo, no se observó una diferencia significativa en el nivel de activación entre las porciones anteriores y posteriores del MS. Sólo se resgistro una diferencia entre la activación de las UMs, ubicadas en la columna posterior y medio posterior. Sin embargo, dicha diferencia no afectó el desplazamiento del CDMx, el cual no mostró cambios significativos en los distintos niveles de FM (tabla 3.3). A diferencia del grupo PR, los resultados obtenidos en el grupo usuario de PFSI no indican de manera clara la existencia de una compartimentalización del MS.

Existen varios trabajos (24-28) que indican la diferencia entre el comportamiento electromiográficos entre personas con PFSI y PR. Sin embargo, no hay artículos que

describan las diferencia electromiográficas evaluadas en diferentes partes de este músculo, en este grupo de personas. Los resultados del presente estudio indican que los portadores de PR tendrían un comportamiento neurofisiológico del MS muy similar al observado en jóvenes dentados naturales. Por el contrario, los usuarios de PFSI tendrían un comportamiento diferente. Existen reportes que indican un importante incremento de la actividad electromiografica de los músculos masticatorios durante la masticación, en portadores de PFSI en comparación a los dentados naturales y portadores de PR. También se ha reportado que los pacientes con PFSI presentan mayores registros de FMVM que los con PR, tal como se observó en la muestra estudio (tabla 3.3), y a la vez ambos registran menor FMVM que los dentados naturales (tabla 3.1). Las diferencias en la organización funcional del MS observada entre los grupos PR y PFSI, no podrían deberse al efecto del envejecimiento, dado que no existió una diferencia estadísticamente significativa entre las edades de ambos grupos (tabla 3.3). Sí existió diferencia significativa entre los registros de FM entre ambos grupos (PFSI > PR, tabla 3.3), tal como se ha reportado en estudios previos (1, 29). Sin embargo, tanto las pruebas de FM, como las señales EMG fueron normalizadas a sus respectivos valores máximos, ajustando así las condiciones a las de cada voluntario, permitiendo así realizar comparaciones válidas y eliminado las fuentes de sesgo asociadas a la falta de normalización, especialmente las que afectan a las señales EMG (30).

La principal diferencia entre las características de los grupos fue el tipo de prótesis con las que fueron rehabilitados a raíz del edentulismo total. Desde la perspectiva mecánica, ambos tipos de prótesis se diferencian en los mecanismos de transmisión de carga entre las prótesis y el segmento óseo maxilar y mandibular. En el caso de las PR, este mecanismo es a través de la mucosa oral, la cual debe soportar la

carga que generan los músculos masticatorios sobre las prótesis. Por otro lado, las PFSI transmiten la carga desde la prótesis hasta los huesos a través del implante, evitando así la carga de la mucosa. Desde la perspectiva sensorial ambos casos carecen de mecanorreceptores periodontales. Por ello, la información sensorial, requerida para el adecuado control sensoriomotriz de los músculos masticatorios proviene de mecanorreceptores ubicados en otras estructuras. En el caso de las PR, el predominio de estos receptores estaría dado por los receptores mucosales. Mientras en el las PFSI, la información sensorial, podría provenir del tejido óseo, bajo una supuesta osteopercepción (31, 32), la cual se produciría por la acción de receptores endoóseos y/o periósticos ubicados alrededor de los implantes (32).

En base a los resultados obtenidos, se podría presumir que las diferentes formas de obtención de la información sensorial, asociada a las dos opciones de prótesis estudias, tiene una repercusión en la organización función del músculo MS. Reflejo de ello, sería el comportamiento de las UMs del MS de pacientes con PFSI, el cual no muestra una clara compartimentalización funcional, lo que mostraron los resultados obtenidos a partir del grupo con PR. A su vez este grupo mostró una mayor similitud con la compartimentalización funcional descrita en jóvenes dentados naturales. Esta similitud podría deberse a que posiblemente, el mecanismo de control sensorimotor podría resultar más fisiológico al ser controlado por receptores sensoriales musculares, dado que estos siempre han participado en el control de los músculos masticatorios. A diferencia de lo que podría ocurrir en los pacientes con PFSI, en los cuales existiría la producción de nuevos receptores sensoriales en torno al implante o hueso circundante, descartando los receptores mucosales (por falta de carga sobre ellos), lo cual podría producir cambios platicos a nivel del sistema nervioso, tal como lo ha demostrado en

modelo animales Mason and Holland (33). Lo cual podría afectar, o bien, adaptar la organización funcional del MS.

Por otro lado, es posible que las diferencias en la organización funcional del MS observada entre personas con PR y PFSI, pueda deberse a factores mecánicos. Por ejemplo, en las PR la carga transmite a la prótesis, por acción de los músculos masticatorios, es distribuida en la totalidad de la superficie de apoyo, algo muy similar a lo observado en dentados naturales. Mientras que en el caso de las PFSI, la carga se transmite predominantemente a través de los implante. La disposición de estos últimos, en relación a eje articular de la temporo-mandibular, podría implicar un cambio en la dirección del vector de FM, lo que a su vez, podría obligar a cambiar la organización funcional de MS, desplazando su componente de tensión en dirección posterior, pudiendo lograr ello, mediante un reclutamiento más homogéneo de sus UMs, tal como lo demostró la ubicación del CDMx, y el índice de entropía, registrado en dicho grupo. El índice de entropía, indica el mayor grado de homogeneidad o heterogeneidad con que son reclutadas las UMs de un músculo. Los resultados obtenidos indican, que el índice de entropía fue mayor en los portadores con PFSI, en comparación a los con PR. Esto es interpretado, como una mayor homogeneidad al momento de reclutar las UMS del MS en pacientes con PFSI, lo que es consistente con la falta de compartimentalización funcional en este grupo.

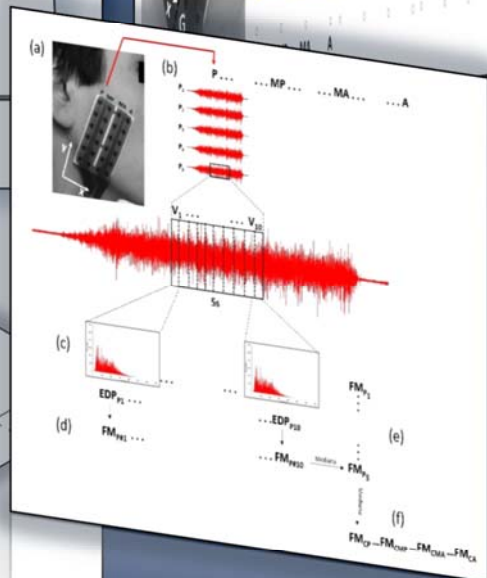
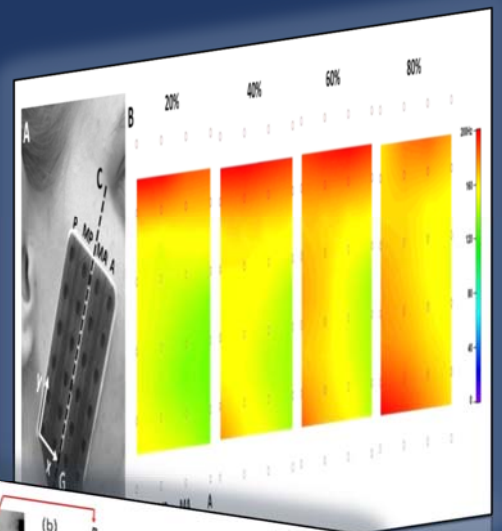
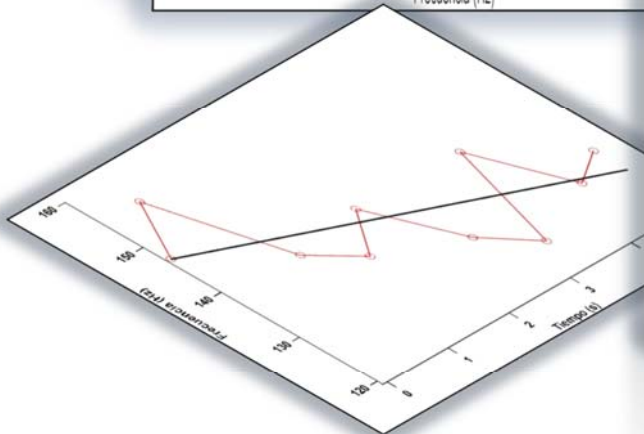
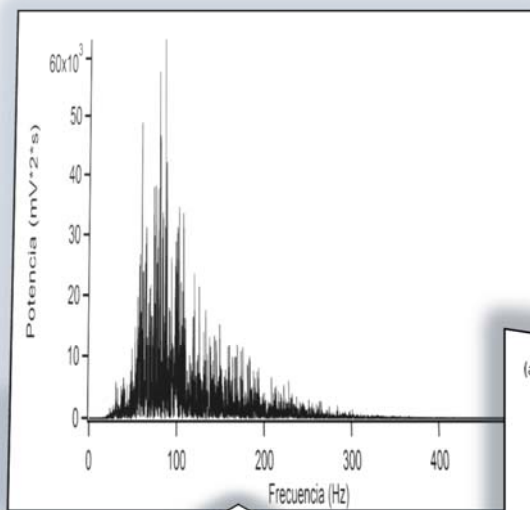
3.6. Referencias.

1. Serra CM, Manns AE. Bite force measurements with hard and soft bite surfaces. *J Oral Rehabil.* 2013;40(8):563-8.
2. Henneman E. Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science.* 1957;126(3287):1345-7.
3. Jensen C, Westgaard RH. Functional subdivision of the upper trapezius muscle during low-level activation. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1997;76(4):335-9.
4. Holtermann A, Roeleveld K. EMG amplitude distribution changes over the upper trapezius muscle are similar in sustained and ramp contractions. *Acta Physiol (Oxf).* 186. England2006. p. 159-68.
5. Holtermann A, Roeleveld K, Karlsson JS. Inhomogeneities in muscle activation reveal motor unit recruitment. *J Electromyogr Kinesiol.* 15. England2005. p. 131-7.
6. van Dieen JH, Oude Vrielink HH, Toussaint HM. An investigation into the relevance of the pattern of temporal activation with respect to erector spinae muscle endurance. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1993;66(1):70-5.
7. Guzman-Venegas RA, Biotti Picand JL, de la Rosa FJ. Functional compartmentalization of the human superficial masseter muscle. *PLoS One.* 2015;10(2):e0116923.
8. Slade GD, Akinkugbe AA, Sanders AE. Projections of U.S. Edentulism prevalence following 5 decades of decline. *J Dent Res.* 2014;93(10):959-65.
9. Peltzer K, Hewlett S, Yawson AE, Moynihan P, Preet R, Wu F, et al. Prevalence of Loss of All Teeth (Edentulism) and Associated Factors in Older Adults in China, Ghana, India, Mexico, Russia and South Africa †. *Int J Environ Res Public Health.* 2014;11(11):11308-24.
10. Solomonow M, Guanche C, Wink C, Knatt T, Baratta RV, Lu Y. Mechanoreceptors and reflex arc in the feline shoulder. *J Shoulder Elbow Surg.* 1996;5(2 Pt 1):139-46.
11. Solomonow M, Krogsgaard M. Sensorimotor control of knee stability. A review. *Scand J Med Sci Sports.* 2001;11(2):64-80.
12. Holm S, Indahl A, Solomonow M. Sensorimotor control of the spine. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002;12(3):219-34.
13. Solomonow M. Sensory-motor control of ligaments and associated neuromuscular disorders. *J Electromyogr Kinesiol.* 2006;16(6):549-67.
14. Onishi T, Ooshima T, Sobue S, El-Sharaby A, Kurisu K, Wakisaka S. Altered expression level of calbindin D28k in the periodontal ligament of rat molar in response to changes in occlusal force. *J Periodontal Res.* 2000;35(5):301-9.
15. Yang J, Turker KS. Distribution of periodontal afferent input to motoneurons of human masseter. *Arch Oral Biol.* 2001;46(11):989-96.
16. Yang J, Turker KS. Jaw reflexes evoked by mechanical stimulation of teeth in humans. *J Neurophysiol.* 1999;81(5):2156-63.
17. Trulsson M, Gunne HS. Food-holding and -biting behavior in human subjects lacking periodontal receptors. *J Dent Res.* 1998;77(4):574-82.
18. Brodin P, Turker KS, Miles TS. Mechanoreceptors around the tooth evoke inhibitory and excitatory reflexes in the human masseter muscle. *J Physiol.* 1993;464:711-23.
19. Castroflorio T, Icardi K, Becchino B, Merlo E, Debernardi C, Bracco P, et al. Reproducibility of surface EMG variables in isometric sub-maximal contractions of jaw elevator muscles. *J Electromyogr Kinesiol.* 2006;16(5):498-505.
20. Farina D, Leclerc F, Arendt-Nielsen L, Buttelli O, Madeleine P. The change in spatial distribution of upper trapezius muscle activity is correlated to contraction duration. *J Electromyogr Kinesiol.* 18. England2008. p. 16-25.
21. Littell R, Milliken G, Stroup W, Wolfinger R, Schabenberger O. *SAS for Mixed Models.* Second ed. Cary, NC: SAS Institute Inc; 2006.

22. Campbell KM, Biggs NL, Blanton PL, Lehr RP. Electromyographic investigation of the relative activity among four components of the triceps surae. *Am J Phys Med.* 1973;52(1):30-41.
23. Soderberg GL, Dostal WF. Electromyographic study of three parts of the gluteus medius muscle during functional activities. *Phys Ther.* 1978;58(6):691-6.
24. Ikebe K, Matsuda K, Kagawa R, Enoki K, Okada T, Yoshida M, et al. Masticatory performance in older subjects with varying degrees of tooth loss. *J Dent.* 2012;40(1):71-6.
25. Goiato MC, Garcia AR, dos Santos DM. Electromyographic evaluation of masseter and anterior temporalis muscles in resting position and during maximum tooth clenching of edentulous patients before and after new complete dentures. *Acta Odontol Latinoam.* 2007;20(2):67-72.
26. Miralles R, Berger B, Ide W, Manns A, Bull R, Carvajal A. Comparative electromyographic study of elevator muscles in patients with complete dentures and natural dentition. *J Oral Rehabil.* 1989;16(3):249-55.
27. Piancino MG, Farina D, Talpone F, Castroflorio T, Gassino G, Margarino V, et al. Surface EMG of jaw-elevator muscles and chewing pattern in complete denture wearers. *J Oral Rehabil.* 2005;32(12):863-70.
28. Bersani E, Regalo SC, Siessere S, Santos CM, Chimello DT, De Oliveira RH, et al. Implant-supported prosthesis following Branemark protocol on electromyography of masticatory muscles. *J Oral Rehabil.* 2011;38(9):668-73.
29. Al-Magaleh WR, Abbas NA, Amer AA, Abdelkader AA, Bahgat B. Biting Force and Muscle Activity in Implant-Supported Single Mandibular Overdentures Opposing Fixed Maxillary Dentition. *Implant Dent.* 2016;25(2):199-203.
30. Crawford SR, Burden AM, Yates JM, Zioupos P, Winwood K. Can masticatory electromyography be normalised to submaximal bite force? *J Oral Rehabil.* 2015;42(5):323-30.
31. Abarca M, Van Steenberghe D, Malevez C, Jacobs R. The neurophysiology of osseointegrated oral implants. A clinically underestimated aspect. *J Oral Rehabil.* 2006;33(3):161-9.
32. Jacobs R, Van Steenberghe D. From osseoperception to implant-mediated sensory-motor interactions and related clinical implications. *J Oral Rehabil.* 2006;33(4):282-92.
33. Mason AG, Holland GR. The reinnervation of healing extraction sockets in the ferret. *J Dent Res.* 1993;72(8):1215-21.

CAPÍTULO IV

DISTRIBUCIÓN TOPOGRÁFICA DE LOS COMPONENTES DE FRECUENCIA DE LA SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA DEL MÚSCULO MASETERO SUPERFICIAL EN DENTADOS NATURALES Y DESDENTADOS TOTALES



CAPÍTULO IV

DISTRIBUCIÓN TOPOGRÁFICA DE LOS COMPONENTES DE FRECUENCIA DE LA SEÑAL ELECTROMIOGRÁFICA DEL MÚSCULO MASETERO SUPERFICIAL EN DENTADOS NATURALES Y DESDENTADOS TOTALES CON PRÓTESIS REMOVIBLES O FIJAS SOBRE IMPLANTES.

4.1.- Introducción

El músculo masetero es uno de los más importantes actores de la masticación. Sin embargo, también participa en complejas funciones tales como la expresión de emociones, la deglución y fonación (1-3). Esta amplia funcionalidad, es posible gracias a su compleja arquitectura (1-5). Dentro de esta, este músculo presenta una distribución heterogénea de los tipos de fibras musculares. Particularmente, contiene un predominio de fibras tipo I (6-8). También, se ha evidenciado la presencia de un tipo especial de fibras, denominadas híbridas, que presentan algunas características de las fibras tipo I, pero cuyos diámetros superan al de las fibras tipo II (6, 7, 9-12). A pesar de esta tendencia, la distribución específica de los tipos de fibra en el músculo masetero varía de manera importante entre sus fascículos superficiales y profundos (7, 9). En el caso del masetero superficial (MS), la evidencia acerca de la distribución del tipo de fibras musculares, resulta ser controvertida. Por un lado, estudio histológicos en personas jóvenes no han demostrado diferencias significativas en la proporción de tipos de fibras entre los fascículos anteriores y posteriores (8). Mientras que, estudios realizados en adultos mayores, han mostrado una mayor concentración de fibras tipo I en la porción anterior, al compararla con la posterior (8, 12, 13). La diferencia en la distribución de fibras musculares en las distintas porciones del MS ha sido afirmada por estudios realizados con electromiografía

de superficie (EMGs). Guzmán-Venegas et al. (5) demostraron que las UM de la porción anterior del MS, presentan un menor umbral de activación, lo que sugiere un predominio de UM lentas (Tipo I) en dicha región. Bajo ciertas condiciones específicas, algunas variables espectrales o componentes de frecuencia, derivados del análisis de frecuencia de las señales EMGs, han demostrado ser útiles para diferenciar el predominio del tipo de fibras musculares, (14, 15). En base a ello, se ha demostrado que los músculos que presentan una mayor concentración de fibras tipo II, registran valores de frecuencia mediana inicial (FMI) más altos (14-16), acompañado de una mayor tasa de decaimiento de esta, durante contracciones isométricas fatigantes (16). Realizar un análisis de frecuencia de las diferentes regiones del MS podría dar un mejor enfoque para determinar la distribución del tipo de composición de las fibras musculares en sus distintas regiones, y determinar con ello, la importancia que esta distribución podría tener para la funcionalidad de este músculo.

Existe evidencia que sugiere cambios en el comportamiento EMGs de los músculos masticatorios en personas rehabilitadas con prótesis dentarias. Sin embargo, la mayoría de estos estudios se han enfocado en variables de amplitud, y pocos han estudiado los componentes de frecuencia. Dakhilian et al. (17), compararon los componentes de frecuencia de señales EMGs en pacientes portadores de prótesis removibles (PR) y con prótesis fijas sobre implantes (PFSI), sin encontrar diferencia entre ellos. Sin desmedro de lo anterior, estos autores, no consideraron la distribución topográfica de dichos componentes y las potenciales diferencias regionales que pudieran existir. Conocer las diferencias existentes en los componentes de frecuencia y sus distribuciones topográficas, entre jóvenes dentados naturales (DN) y personas con prótesis, puede ser de gran utilidad para comprender las adaptaciones fisiológicas de la musculatura masticatoria, y los cambios en el reclutamiento de las unidades motoras asociadas a la pérdida total de los dientes. Por otro lado, distinguir entre PR y PFSI, podría establecer cuál de ellas presenta un patrón de reclutamiento muscular más similar a los DN.

En el presente estudio se plantearon las siguientes hipótesis: i.- Existen diferencias en la distribución topográfica de los componentes de frecuencia del músculo MS en personas DN, y desdentados totales rehabilitados con PR y PFSI. ii.- Existen diferencias en las magnitudes de los componentes de frecuencia entre los grupos de estudio.

Es por ello, que el objetivo general de este estudio fue comparar los componentes de frecuencia registrados en diferentes regiones del MS usando EMGAD en personas DN, y portadores de PR y PFSI. Como objetivo secundario se compararon los componentes de frecuencia entre los grupos de estudio.

4.2.- Métodos.

4.2.1. Diseño del estudio:

Se realizó un estudio observacional analítico de corte transversal.

4.2.2. Participantes.

La muestra de personas DN y rehabilitados con PR o PFSI, fue la misma descrita en los capítulos II y III. Para alcanzar los objetivos planteados, se analizó los datos contenidos en la base de datos obtenida a partir de los procedimientos descritos en dichos capítulos.

4.2.3. Procedimientos de medición.

Los procedimientos de medición correspondieron a los descritos en los Capítulos II y III.

4.2.4. Procesamiento de las señales EMGs.

Las veinte señales diferenciales simples EMGs registradas mediante la matriz flexible, fueron agrupadas en cuatro columnas, dependiendo de la región muscular de origen. Las cuatro columnas fueron asignadas como: Anterior (A), medio anterior (MA), medio posterior (MP) y posterior (P), tal como se muestra en la figura 4.1.a. De los 15 segundos registrados en cada nivel de fuerza, se sometieron a análisis los 5 segundos centrales. En esta ventana de análisis a las señales se les aplicó un filtro digital de segundo orden tipo *Butterworth* con un ancho de banda de 20–400 Hz (OTBioLab 1.7: OTBioelettronica. Torino. Italia). Posteriormente, a cada señal se le calculó su espectro de densidad de potencia (EDP), mediante una transformada rápida de Fourier, y para ello se usó una ventana tipo Hamming, de 0.5s sin sobre posición. Las variables obtenidas fueron los siguientes:

i).- Frecuencia mediana (MF): para cada uno de los diez EDP de cada señal (5s/0.5s), se obtuvo la frecuencia mediana. Los diez valores obtenidos fueron reducidos a la mediana entre ellos. Este procedimiento fue aplicado a cada una de las veinte señales, obteniendo un valor de FM por señal. Esta variable se expresó de manera bruta (Hz) y ajustada a la frecuencia mediana inicial de cada señal (%FMi). Luego los valores de frecuencia fueron agrupados según las cuatro columnas (A, MA, MP y P). En base a esta agrupación, se obtuvieron las medianas de cada columna, las cuales representaron la FM de cada una de ellas. Un esquema de ello se muestra en la figura 4.1.

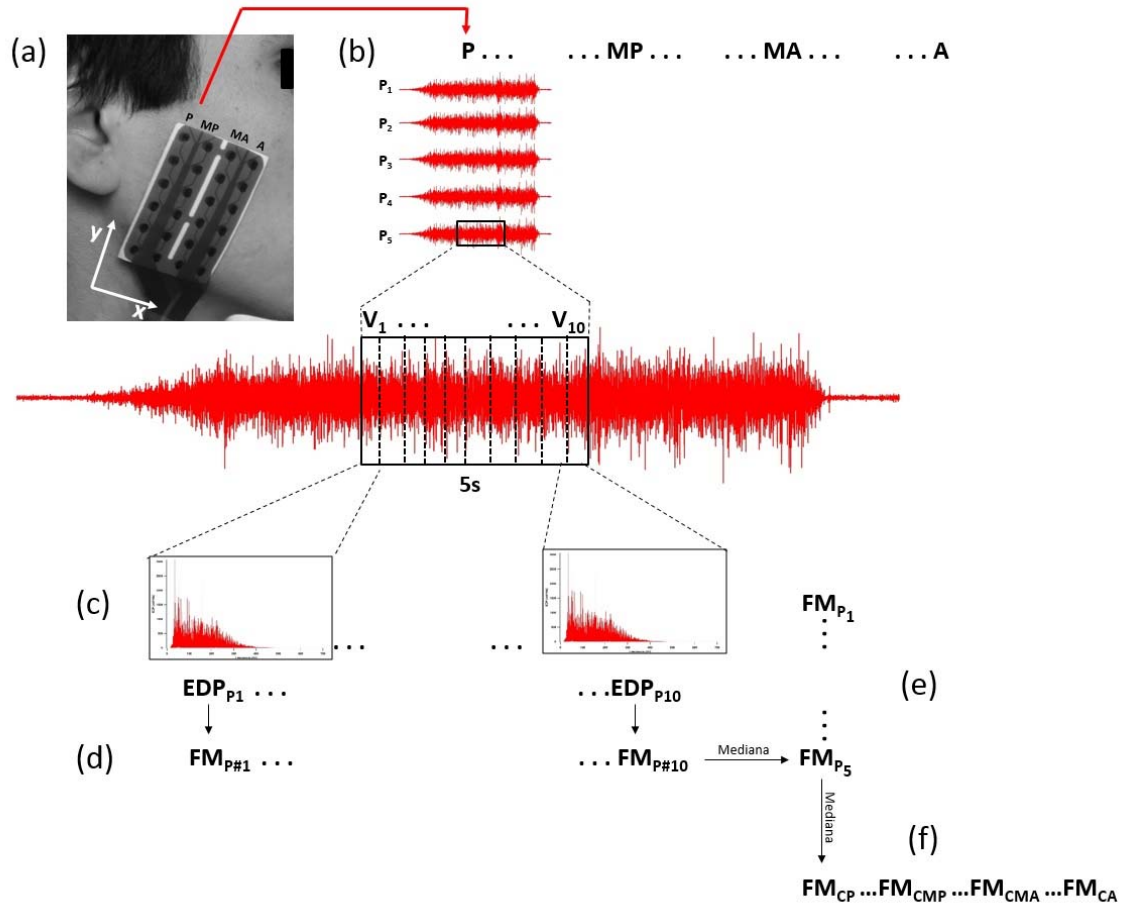


Figura 4.1. (a) Muestra la matriz de electrodos utilizada para los registros y su orientación sobre el masetero superficial. En ella se observan las cuatro columnas de electrodos posterior (P), medio-posterior (MP), medio-anterior (MA) y anterior (A). (b) Esquematiza el procesamiento para obtener los componentes de frecuencia de las señales EMG. Se toma como ejemplo la quinta señal de la columna posterior (P_5). Los cinco segundos centrales de la señal se dividieron en diez ventanas de 0.5 segundos ($V_1 \dots V_{10}$), a cada ventana se le calculó su espectro de densidad de potencia ($EDP_{P1} \dots EDP_{P10}$, en c), a partir del cual se determinó su valor de frecuencia mediana ($FM_{P\#1} \dots FM_{P\#10}$, en d). A partir de los diez valores obtenidos, se calculó la mediana de ellos (FM_{P5} , en d). Este procediendo se aplicó a las cinco señales de la columna, para luego obtener la mediana entre los valores de estas, siendo esta mediana representativa de la correspondiente columna (e). El proceso se aplicó de igual forma al resto de las columnas (f).

ii).- Frecuencia mediana inicial (FMI) y pendiente de decaimiento de la FM (PF): para cada una de las señales, se realizó un análisis de regresión lineal entre el tiempo y los diez valores de FM. El valor de intersección de la línea de regresión con el eje Y, fue considerado como la FMI, tal como se muestra en la figura 4.2. La PF para cada señal correspondió a la pendiente de la línea de regresión entre los valores de FMI ajustados y el tiempo. Del mismo modo, los datos de FMI

y PF, fueron agrupados por columnas y se obtuvieron sus medianas para representar la FMi y las PF para cada columna.

Todos los procedimientos mencionados fueron llevados a cabo en un macro computacional programado en IgorPro (IgorPro 6.2. Wavemetrics Inc. Portland, OR, EEUU).

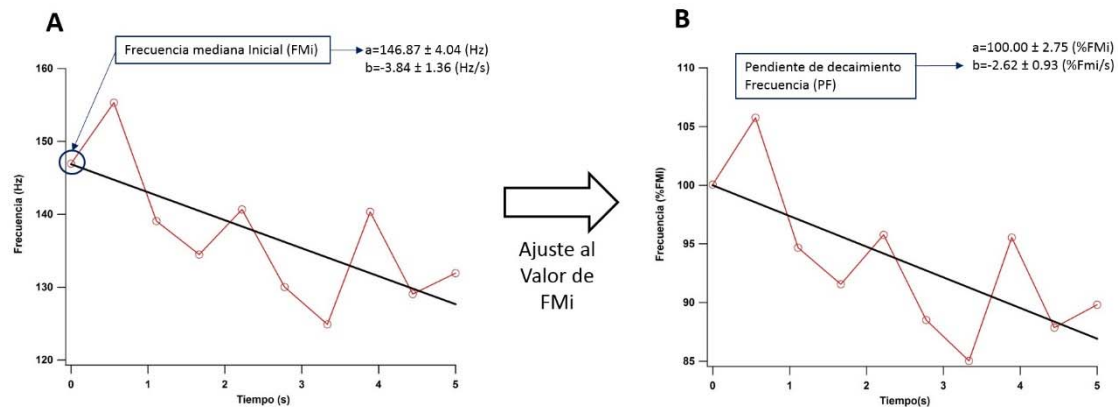


Figura 4.2. Muestra el procedimiento de obtención de la Frecuencia Mediana Inicial (FMi) y de la Pendiente de Decaimiento de la Frecuencia (PF). En A los valores de Frecuencia mediana brutos en unidades de Hz, obtenidos en las diez ventanas de 0.5s, a partir de los 5 segundos centrales, son sometidos a una regresión lineal. El valor de intercepto obtenido es asignado como la FMi, en el caso del ejemplo corresponde al valor de 146.87Hz. En B se muestran los valores de frecuencia ajustados a la FMi, para obtener la pendiente de decaimiento, se sometieron los valores ajustados a una nueva regresión lineal, la pendiente de la recta obtenida fue considerada como la pendiente de decaimiento de la frecuencia (PF), para el ejemplo correspondió a -2.62 %FMi/s.

4.2.5. Análisis estadístico.

Se compararon las características demográficas de la muestra a través de un análisis de varianza de una vía, o un test de *Kruskal Wallis* según distribución de las variables. Posteriormente, se utilizó un análisis de modelos mixtos de covarianza para comparar la frecuencia mediana (FM), la frecuencia mediana inicial (FMi) y la pendiente de decaimiento de la frecuencia (PF), entre columnas y entre grupos. Todos los análisis fueron realizados a dos colas y con un nivel de confianza estadístico de un 95%. Las diferencias fueron consideradas estadísticamente significativas, cuando estas se asociaron a un valor-p menor a 0.05. Todos los

procedimientos estadísticos se realizaron el software Stata (STATA/SE 12.1. Stata Corp. College Station. EEUU).

4.3.- Resultados

Las características demográficas de la muestra son presentadas en la Tabla 4.1. El grupo DN presentó una menor edad e IMC que ambos grupos de desdentados. No hubo diferencias en las características entre ambos grupos desdentados. No hubo diferencias en la altura entre los tres grupos de voluntarios.

Tabla 4.1. Características demográficas de la muestra.

	Dentados Naturales (n=20)	Prótesis Fijas Sobre Implantes (n=14)	Prótesis Removibles (n=14)	Diferencias inter- grupos
Sexo	M=4; F=16	M=8; F=6	M=5; F=9	
Edad (años)	19.9 (2.2)	67.7 (8.3)	62.3 (8.0)	ND < PFSI = PR*
Peso (kg)	60.0 (12.2)	73.6 (15.2)	70.5 (10.7)	ND < PFSI= PR†
Altura (cm)	162.8 (6.7)	165.8 (8.9)	158.9 (9.2)	Ninguna
IMC (kg/m²)	22.5 (3.4)	26.6 (4.5)	27.9 (3.9)	ND < PFSI = PR†
FMVM (N)	292.0 (77.0)	172.1 (51.3)	112.9 (44.3)	ND > PFSI = PR*

IMC: Índice de masa corporal.

* p<0.05 en Kruskal Wallis test y Dunn's post-test.

† p<0.05 en one-way ANOVA y Sidak's post-test.

4.3.1. Diferencias inter-regiones.

Tanto en DN como en PFSI, la MF fue menor en la columna A, seguida de la MA, y a su vez, esta fue menor que las columnas MP y P. En el grupo PR se comportó similar, pero sí mostró diferencias entre las columnas MP y P. Por otra parte, en todos los grupos la FMi fue menor en la columna A, seguida de la MA, y a su vez, esta fue menor que las columnas MP y P. La PF no

tuvo diferencias entre columnas en ambos grupos con prótesis. Sin embargo, en DN, el PF fue mayor en la columna P, al compararlas con la MA y A. Un ejemplo de las diferencias en la distribución topográfica de los componentes de frecuencia es mostrada en la figura 4.3. En el grupo de DN los valores de PF fueron mayores en las columnas A y MA, en comparación a la columna P. Para ambos grupos de desdentados totales no se observó diferencia significativa entre las columnas.

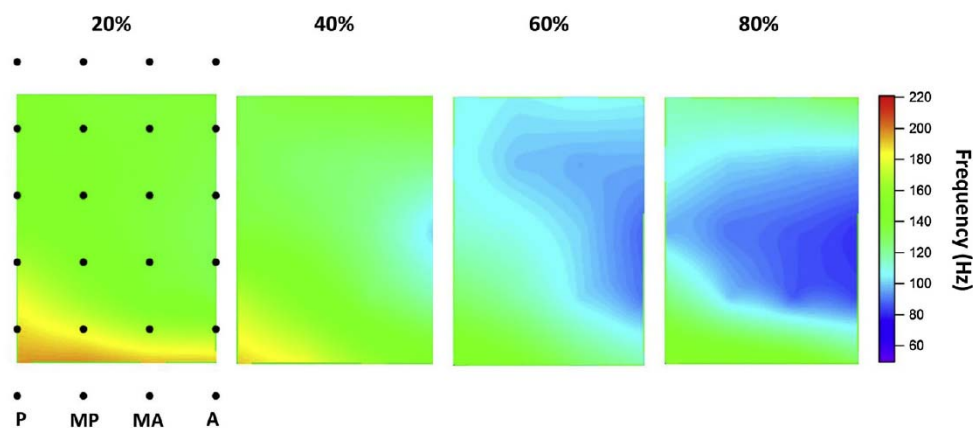


Figura 4.3. Ejemplos de mapas topográficos de frecuencia, contruidos a partir de frecuencia mediana de las señales EMGs del masetero superficial, registradas durante mordidas isométricas al 20, 40, 60 and 80% de la fuerza masticatoria voluntaria máxima. Los mapas fueron contruidos en ventanas de 500ms y con una interpolación a factor 8. Θ : posición de los electrodos. Columna posterior (P), medio-posterior (MP), medio-anterior (MA) y anterior (A).

4.3.2. Diferencias entre grupos.

La MF siempre fue mayor en DN, y sólo hubo diferencias entre los grupos PFSI y PR en la columna P, siendo la condición PFSI más cercana a la de DN. La FMI siempre fue mayor en DN, seguido del grupo PFSI, y en tercer lugar el grupo PR. Por último, el PF siempre fue mayor en DN, seguido del grupo con PFSI, y en último lugar el grupo PR. Todas estas comparaciones se presentan en la Tabla 4.2.

Tabla 4.2. Diferencias en componentes de frecuencia, entre diferentes regiones del músculo masetero superficial y entre los diferentes grupos, estimado a través de modelos mixtos. Variables presentadas como promedio entre las pruebas de 20, 40, 60 y 80% de la fuerza masticatoria máxima (desviación estándar).

Variable/Columnas	Posterior	Medio-posterior	Medio-anterior	Anterior	Diferencias inter-región†
Frecuencia Mediana (Hz)					
Dentados naturales	159.70 (23.07)	157.67 (22.56)	153.10 (21.97)	146.14 (20.51)	P = MP > MA > A
Prótesis fijas sobre Implantes	149.18 (21.79)	147.22 (22.24)	142.02 (21.38)	135.50 (19.73)	P = MP > MA > A
Prótesis removibles	147.58 (15.75)	144.67 (16.55)	138.92 (16.31)	133.62 (15.07)	P > MP > MA > A
Diferencias inter-grupo†	ND > PFSI > PR	ND > PFSI = PR	ND > PFSI = PR	ND > PFSI = PR	
Frecuencia mediana inicial (Hz)					
Dentados naturales	173.52 (20.63)	172.65 (19.93)	168.61 (19.37)	161.54 (18.03)	P = MP > MA > A
Prótesis fijas sobre Implantes	161.59 (20.12)	160.54 (21.45)	154.68 (21.06)	147.71 (19.57)	P = MP > MA > A
Prótesis removibles	153.37 (17.02)	150.14 (17.51)	144.45 (16.74)	138.92 (16.48)	P = MP > MA > A
Diferencias inter-grupo†	ND > PFSI > PR	ND > PFSI > PR	ND > PFSI > PR	ND > PFSI > PR	
Pendiente de decaimiento de Frecuencia (%IMF/s)					
Dentados naturales	-0.73 (0.59)	-0.79 (0.61)	-0.84 (0.61)	-0.86 (0.65)	P > MA = A
Prótesis fijas sobre Implantes	-0.49 (0.60)	-0.53 (0.62)	-0.52 (0.63)	-0.52 (0.64)	Ninguna
Prótesis removibles	-0.23 (0.46)	-0.23 (0.46)	-0.24 (0.46)	-0.23 (0.56)	Ninguna
Diferencias inter-grupo†	ND < PFSI < PR	ND < PFSI < PR	ND < PFSI < PR	ND < PFSI < PR	

† p < 0.05 en análisis de modelos mixtos.

P, MP, MA, A: Posterior, Medio-posterior, Medio-anterior, Anterior.

DN, PFSI, PR: Dentados naturales, Prótesis fijas sobre Implantes, Prótesis removibles.

4.4.- Discusión

El objetivo de este estudio fue comparar los componentes de frecuencia, registrados en diferentes regiones de músculo MS, usando electromiografía de superficie de alta densidad, en jóvenes DN y desdentados con PR y PFSI. Los resultados demostraron que existen diferencias en los componentes de frecuencia de las distintas regiones del SM, y entre los distintos grupos de voluntarios.

El estudio de los componentes de frecuencia de las señales EMGs ha sido previamente realizado por otros investigadores. Farina et al. (18) estudiaron el músculo trapecio superior durante contracciones isométricas, obteniendo valores de FM en un rango de 80-100 Hz. Por otro lado, Castroflorio et al. (19) y Pitta et al. (20) estudiaron los músculos masticatorios, reportando valores de FM entre 120-180Hz, los cuales resultan ser concordantes con los obtenidos en el presente estudio. A partir, de estos resultados, se puede inferir que el comportamiento de los componentes de la frecuencia varía entre los grupos musculares, lo que se puede atribuir a la diferente distribución de los tipos de fibras musculares, asociada a diferentes funciones musculares.

4.4.1. Diferencias inter-regiones.

En general, cuando se analizó la FM y la FMI registradas durante la mordida isométrica, estas mostraron diferencias entre las columnas. En todos los grupos, las columnas anteriores (MA y A) mostraron valores de frecuencia menores que las columnas posteriores (MP y P, $p < 0.05$). Estos resultados, resultan ser consistentes con los descrito por Schumann et al (2), quienes reportaron menor potencia EMG en las bandas de baja frecuencia de la región antero-inferior del masetero al compararla con la postero-inferior. Una de las posibles causas de esta diferencia, podría ser la distribución heterogénea en el tipo de fibras musculares del MS, según lo descrito por Lodetti et al. (21).

En los músculos masticatorios de mamíferos, se ha observado que en la porción más profunda y anterior de estos, predominan las fibras tipo I, mientras que en las regiones más superficiales y posteriores lo hacen las fibras tipo II (22). Sin embargo, esto resulta ser controvertido en humanos. Algunos investigadores reportan que el MS contiene un gran porcentaje de fibras tipo IIa (23), otros plantean que predominan un tipo de fibras híbridas (6, 7). Pero también existen varios antecedentes de un predominio de fibras tipo I en la porción más anterior del MS (8, 12, 13).

Existe literatura que ha planteado una supuesta asociación entre el porcentaje de distribución del tipo de fibras musculares con los componentes de frecuencia de la EMG. Estudios realizados en varios grupos musculares de extremidades y tronco, muestran que una alta concentración de fibras tipo I, puede asociarse a componentes de frecuencia bajos (14, 15, 21, 24-26). Esto también ha sido observado más específicamente en el músculo masetero, donde se ha encontrado una relación significativa entre *mean power frequency* y el tipo de fibra muscular (27). En base a estos antecedentes y los resultados obtenidos en el presente estudio, se podría presumir que las porciones anteriores del SM contendrían un mayor porcentaje de fibras tipo I, dado que los registros de MF e IMF resultaron ser más bajos en las columnas anteriores que en las posteriores (Tabla 4.2). Esta diferencia topográfica se observó por igual en los tres grupos estudiados, por lo que la edad, ni la pérdida total de los dientes afectarían la diferenciación topográfica de los componentes de frecuencia, y con ello, el predominio de fibras tipo I en la región anterior del SM. Esto sería consistente con los resultados de los estudios histológicos previamente mencionados (8, 12, 13). Sin embargo, es necesaria una interpretación cautelosa de los resultados, dado que la relación entre los parámetros espectrales de la señal EMG y los tipos de fibra muscular, no está exenta de controversia. Los parámetros espectrales de la señal EMG son dependientes de la velocidad de conducción muscular, la cual puede ser afectada por factores distintos al tipo de fibra muscular (28). Esto podría implicar que las diferencias topográficas observadas podrían deberse a otros factores neurofisiológicos. Estudios

previos han demostrado una mayor activación de las unidades motoras de la porción anterior del SM durante mordidas sub-máximas (20,40 y 60% de FMVM) (5), demostrando que estas unidades motoras tendrían un menor umbral de activación que las ubicadas en la región posterior. En general, se ha descrito que las unidades motoras de bajo umbral, son de contracción lenta (7, 12). De manera excepcional, se ha descrito que las fibras musculares lentas en el músculo masetero presentan un mayor diámetro que las fibras rápidas (6, 9-11, 23). Esto implicaría la generación de potenciales de acción de mayor área, lo que generaría una menor velocidad de conducción, y con ello, menores valores de MF.

Mayores valores de MFS han sido asociados a una mayor fatigabilidad muscular (19). Debido a que la columna P presentó menores MFS, se podría sugerir que esta zona contendría una mayor proporción de fibras tipo I, lo que se contrapone con lo planteado previamente (5, 7, 12, 13). Sin embargo, existen otras causas que pueden explicar este comportamiento. (5), demostraron que las zonas anteriores del MS presentan mayor actividad en mordidas submáximas (20, 40 y 60% de FMVM), por lo cual, las unidades motoras de esta región podrían ser mayormente exigidas, y por ello, podrían sufrir un mayor grado de fatiga.

4.4.2. Diferencias entre grupos.

Los resultados del presente estudio indican que ambos grupos de desdentados totales, mostraron componentes de frecuencia menores que los DN (tabla 4.2). Esto es coherente con lo reportado por estudio previos en adultos mayores, que indican menores valores de FM en músculos de las extremidades en comparación a jóvenes (29, 30). Estas diferencias han sido atribuidas a la disminución del número de fibras tipo II como efecto del envejecimiento. Existen antecedentes que describen que el MS también sufre una pérdida de unidades motoras por el envejecimiento (30, 31) y que dicha pérdida podría ser causa de la disminución en las magnitudes de los parámetros de frecuencia (30). La mayor disminución de los componentes de

frecuencia con respecto al grupo DN se observó en el grupo PR, incluso, este presentó menores valores de FMI que el grupo PFSI. La pérdida total de las piezas dentaria, implica un cambio sustancial en la producción de información sensorial involucrada en el control de la musculatura masticatoria (32, 33). Junto con la pérdida de los dientes se elimina el ligamento periodontal, el cual es rico en mecanorreceptores(33). Los mecanorreceptores participan en la generación de información sensorial necesaria para el control de la fuerza muscular (32, 34). Los resultados demostraron que el grupo PR, tuvo menores valores de FMI y FM que el grupo con PFSI (Tabla 4.2), esto podría implicar que los cambios neuromusculares asociados al envejecimiento y a la pérdida total de los dientes, estaría acentuado en los pacientes rehabilitados con PR. Suponiendo la relación entre la magnitud de los componentes de frecuencia y el tipo de fibra muscular, se podría presumir, que las fibras tipo II podrían ser tróficamente más sensibles a la pérdida de mecanorreceptores periodontales que las fibras tipo I. De esta forma la rehabilitación con PFSI podría mantener o recuperar de mejor forma el trofismo de la musculatura masticatoria mediante el mayor grado de estabilidad, o bien, por el mecanismo de osteopercepción asociado teóricamente a este tipo de rehabilitación, lo que podría suplir en cierta medida la pérdida de los mecanorreceptores periodontales.

Los resultados del presente estudio también indicaron que los pacientes desdentados, mostraron una menor fatigabilidad que el grupo DN. A su vez las personas con PR mostraron mayor resistencia a la fatiga que las portadoras de PFSI, reflejado en los menores valores de decaimiento de la frecuencia. Este hallazgo podría sustentar la idea que los cambios tróficos experimentados en las unidades motoras del MS son diferentes en pacientes rehabilitados con PR, que con PFSI. La menor fatigabilidad podría ser atribuida a una mayor concentración de fibras I, a consecuencia de una mayor pérdida o conversión de las fibras tipo II a tipo I, en el grupo PR. Por otro lado, existen antecedentes de que los pacientes portadores de PR, generan un mayor número de ciclos masticatorios para producir el bolo alimenticio, en comparación a DN (35). Esto estaría explicado por los bajos niveles de fuerzas masticatorias que desarrollan

estos pacientes, implicando que la musculatura masticatoria estaría sometida a estímulos de baja intensidad y larga duración, lo cual adaptaría a esta musculatura a una mayor resistencia a la fatiga. Además, se ha documentado que los pacientes con PR sufren un mayor grado de atrofia muscular. Existen antecedentes que asocian la atrofia en personas mayores con una mayor pérdida de fibras tipo II (36). Esto último también podría ser una de las causas de las menores tasas de decaimiento de la frecuencia registrada en el grupo con PR. Esto último, podría ser clínicamente relevante, en el sentido que la rehabilitación con PFSI sería capaz de conservar de mejor forma la fisiología de los músculos masticatorios.

4.5.- Limitaciones.

Los resultados del presente estudio, indican que hay diferencias entre los componentes de frecuencia de las diferentes regiones de la MS, esto resulta coherente con hallazgos histológicos y electromiográficos previos. Estos apoyan la idea de que la distribución de las fibras musculares puede ser heterogénea en diferentes áreas de la MS. Cabe señalar que, según algunos autores, la evaluación de los parámetros de frecuencia no puede ser un factor determinante del tipo de UM y, por tanto, del tipo de fibras musculares reclutadas. (28, 37, 38), plantean muchas limitaciones a este tipo de análisis, enfatizando todos los factores que pueden influir en la velocidad de conducción media del músculo. Otra limitación de este estudio fue la falta de medición de los pliegues cutáneos sobre el SM. El tejido subcutáneo ha demostrado tener una acción de filtro pasa bajos, pudiendo afectar los componentes de frecuencia de las señales EMG registrados en las diferentes regiones de un músculo. Sin embargo, al considerar la pequeña distancia entre cada sitio de registro (10mm), se puede presumir que dicho factor no influyó de manera importante en la comparación intra-grupo. Por otro lado, las diferencias registradas entre los grupos PFSI y PR, no podrían ser atribuidas a este factor, dado que entre ambos grupos no existió diferencia significativa en el índice de masa corporal (Tabla 4.1). Por último, otra

limitación identificada, fue la inclusión de voluntarios extremadamente sanos en el grupo DN, lo que impide la extrapolación de estos resultados a una población más regular. Sin embargo, el hecho de utilizar una muestra de características muy específicas facilita una mejor interpretación de los datos y reduce la influencia de factores externos de confusión. A pesar de las limitaciones, los resultados de este estudio son concordantes con los reportados en la literatura actual (39).

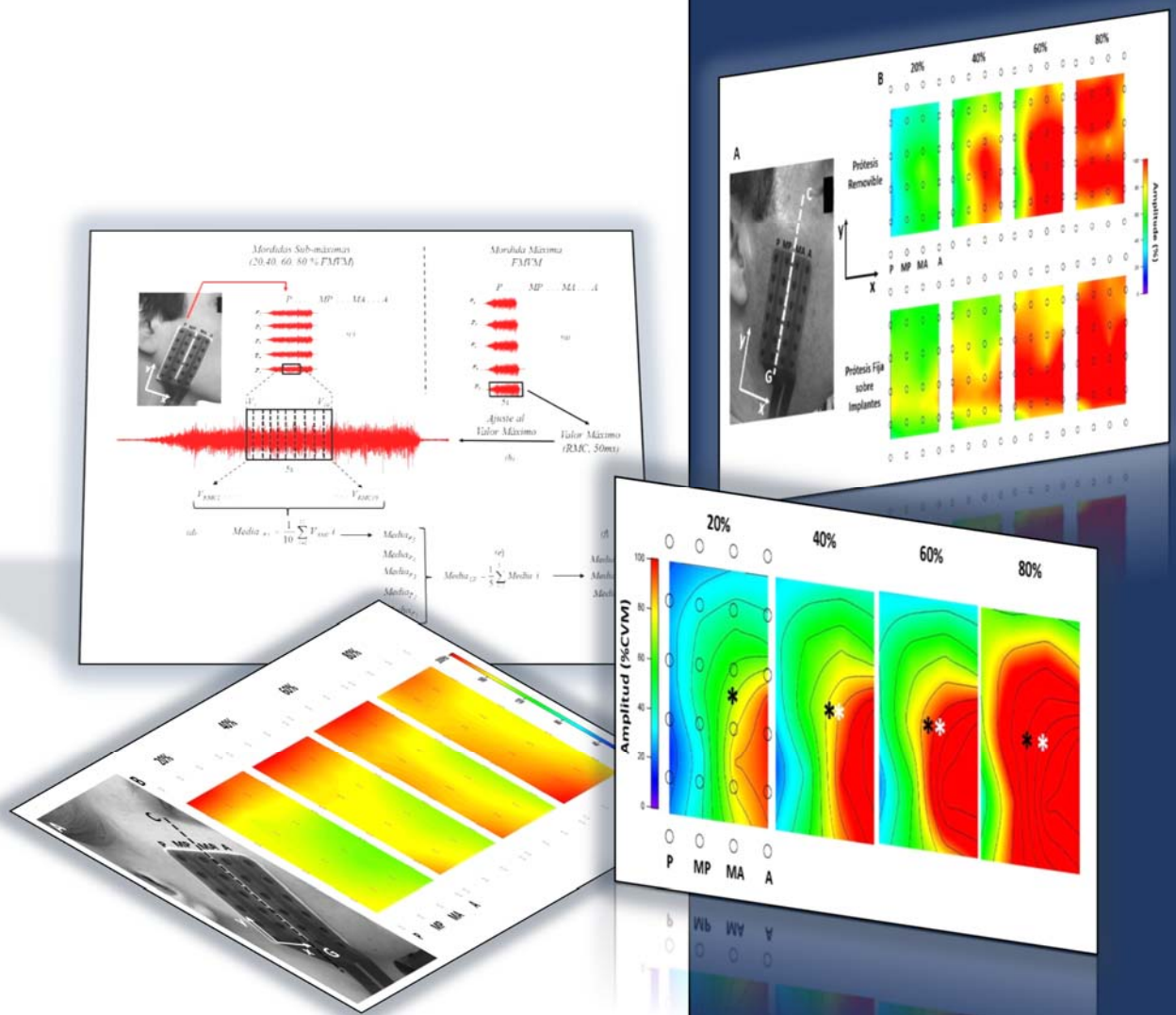
4.6.- Referencias.

1. McMillan AS, Hannam AG. Task-related behavior of motor units in different regions of the human masseter muscle. *Arch Oral Biol.* 1992;37(10):849-57.
2. Schumann NP, Scholle HC, Anders C, Mey E. A topographical analysis of spectral electromyographic data of the human masseter muscle under different functional conditions in healthy subjects. *Arch Oral Biol.* 39. England1994. p. 369-77.
3. Widmer CG, English AW, Morris-Wiman J. Developmental and functional considerations of masseter muscle partitioning. *Arch Oral Biol.* 52. England2007. p. 305-8.
4. Blanksma NG, Van Eijden TM, Weijs WA. Electromyographic heterogeneity in the human masseter muscle. *J Dent Res.* 1992;71(1):47-52.
5. Guzman-Venegas RA, Biotti Picand JL, de la Rosa FJ. Functional compartmentalization of the human superficial masseter muscle. *PLoS One.* 2015;10(2):e0116923.
6. Korfage JA, Koolstra JH, Langenbach GE, van Eijden TM. Fiber-type composition of the human jaw muscles--(part 2) role of hybrid fibers and factors responsible for inter-individual variation. *J Dent Res.* 2005;84(9):784-93.
7. Korfage JA, Koolstra JH, Langenbach GE, van Eijden TM. Fiber-type composition of the human jaw muscles--(part 1) origin and functional significance of fiber-type diversity. *J Dent Res.* 2005;84(9):774-83.
8. Osterlund C, Thornell LE, Eriksson PO. Differences in fibre type composition between human masseter and biceps muscles in young and adults reveal unique masseter fibre type growth pattern. *Anat Rec (Hoboken).* 2011;294(7):1158-69.
9. Korfage JA, Brugman P, Van Eijden TM. Intermuscular and intramuscular differences in myosin heavy chain composition of the human masticatory muscles. *J Neurol Sci.* 2000;178(2):95-106.
10. Sciote JJ, Horton MJ, Rowleron AM, Link J. Specialized cranial muscles: how different are they from limb and abdominal muscles? *Cells Tissues Organs.* 2003;174(1-2):73-86.
11. Tuxen A, Bakke M, Kenrad B. Histochemical characterization of masseter muscle fibres in a biopsy study of normal young women. *Arch Oral Biol.* 1992;37(11):889-93.
12. van Eijden TM, Turkawski SJ. Morphology and physiology of masticatory muscle motor units. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2001;12(1):76-91.
13. Eriksson PO, Thornell LE. Histochemical and morphological muscle-fibre characteristics of the human masseter, the medial pterygoid and the temporal muscles. *Arch Oral Biol.* 1983;28(9):781-95.
14. Pincivero DM, Campy RM, Salfetnikov Y, Bright A, Coelho AJ. Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris. *J Appl Physiol (1985).* 2001;90(3):804-10.
15. Rainoldi A, Gazzoni M, Melchiorri G. Differences in myoelectric manifestations of fatigue in sprinters and long distance runners. *Physiol Meas.* 2008;29(3):331-40.
16. Kupa EJ, Roy SH, Kandarian SC, De Luca CJ. Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *J Appl Physiol (1985).* 1995;79(1):23-32.
17. Dakhilalian M, Rismanchian M, Fazel A, Basiri K, Azadeh H, Mahmoodi M, et al. Conventional versus implant-retained overlay dentures: a pilot study of masseter and anterior temporalis electromyography. *J Oral Implantol.* 2014;40(4):418-24.
18. Farina D, Leclerc F, Arendt-Nielsen L, Buttelli O, Madeleine P. The change in spatial distribution of upper trapezius muscle activity is correlated to contraction duration. *J Electromyogr Kinesiol.* 18. England2008. p. 16-25.
19. Castroflorio T, Falla D, Wang K, Svensson P, Farina D. Effect of experimental jaw-muscle pain on the spatial distribution of surface EMG activity of the human masseter muscle during tooth clenching. *J Oral Rehabil.* 2012;39(2):81-92.

20. Pitta NC, Nitsch GS, Machado MB, de Oliveira AS. Activation time analysis and electromyographic fatigue in patients with temporomandibular disorders during clenching. *J Electromyogr Kinesiol.* 2015;25(4):653-7.
21. Lodetti G, Mapelli A, Musto F, Rosati R, Sforza C. EMG spectral characteristics of masticatory muscles and upper trapezius during maximum voluntary teeth clenching. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012;22(1):103-9.
22. Sano R, Tanaka E, Korfage JA, Langenbach GE, Kawai N, van Eijden TM, et al. Heterogeneity of fiber characteristics in the rat masseter and digastric muscles. *J Anat.* 2007;211(4):464-70.
23. Serratrice G, Pellissier JF, Vignon C, Baret J. The histochemical profile of the human masseter. An autopsy and biopsy study. *J Neurol Sci.* 1976;30(1):189-200.
24. Gerdle B, Wretling ML, Henriksson-Larsen K. Do the fibre-type proportion and the angular velocity influence the mean power frequency of the electromyogram? *Acta Physiol Scand.* 1988;134(3):341-6.
25. Gerdle B, Henriksson-Larsen K, Lorentzon R, Wretling ML. Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type. *Acta Physiol Scand.* 1991;142(4):457-65.
26. Komi PV, Tesch P. EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1979;42(1):41-50.
27. Westbury JR, Shaughnessy TG. Associations between spectral representation of the surface electromyogram and fiber type distribution and size in human masseter muscle. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1987;27(6-7):427-35.
28. Farina D. Counterpoint: spectral properties of the surface EMG do not provide information about motor unit recruitment and muscle fiber type. *J Appl Physiol* (1985). 2008;105(5):1673-4.
29. Wu R, Delahunt E, Ditroilo M, Lowery M, De Vito G. Effects of age and sex on neuromuscular-mechanical determinants of muscle strength. *Age (Dordr).* 2016;38(3):57.
30. Esposito F, Malgrati D, Veicsteinas A, Orizio C. Time and frequency domain analysis of electromyogram and sound myogram in the elderly. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1996;73(6):503-10.
31. Kirkeby S, Garbarsch C. Aging affects different human muscles in various ways. An image analysis of the histomorphometric characteristics of fiber types in human masseter and vastus lateralis muscles from young adults and the very old. *Histol Histopathol.* 2000;15(1):61-71.
32. Solomonow M, Krogsgaard M. Sensorimotor control of knee stability. A review. *Scand J Med Sci Sports.* 2001;11(2):64-80.
33. Trulsson M, Gunne HS. Food-holding and -biting behavior in human subjects lacking periodontal receptors. *J Dent Res.* 1998;77(4):574-82.
34. Tetsuka M, Saga T, Nakamura M, Tabira Y, Kusukawa J, Yamaki K. Relationship between masseter muscle form and occlusal supports of remaining teeth. *Kurume Med J.* 2012;59(1-2):5-15.
35. Karkazis HC, Kossioni AE. Surface EMG activity of the masseter muscle in denture wearers during chewing of hard and soft food. *J Oral Rehabil.* 1998;25(1):8-14.
36. Brunner F, Schmid A, Sheikhzadeh A, Nordin M, Yoon J, Frankel V. Effects of aging on Type II muscle fibers: a systematic review of the literature. *J Aging Phys Act.* 2007;15(3):336-48.
37. Farina D, Merletti R, Enoka RM. The extraction of neural strategies from the surface EMG: an update. *J Appl Physiol* (1985). 2014;117(11):1215-30.
38. Farina D, Merletti R, Enoka RM. The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol* (1985). 2004;96(4):1486-95.
39. Castorflorio T, Icardi K, Becchino B, Merlo E, Debernardi C, Bracco P, et al. Reproducibility of surface EMG variables in isometric sub-maximal contractions of jaw elevator muscles. *J Electromyogr Kinesiol.* 2006;16(5):498-505.

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES



Conclusiones

La presente tesis doctoral tuvo con objetivo central someter a análisis la hipótesis de la existencia de una compartimentalización funcional del músculo masetero superficial humano. Tras la exposición de los resultados obtenidos y discutidos los mismos, hemos llegado a las siguientes conclusiones:

1. Se ha demostrado la existencia de dicha compartimentalización en jóvenes sanos dentados naturales y personas mayores desdentadas totales rehabilitadas con prótesis removibles.
2. La evidencia obtenida en personas mayores rehabilitadas con prótesis fijas sobre implantes no demuestra la existencia de dicha compartimentalización.
3. Presumiblemente, los cambios biomecánicos y sensoriales asociados a esta alternativa terapéutica, podrían implicar una reorganización funcional del masetero superficial, la cual es distinta a la observada en jóvenes y usuarios de prótesis removibles.
4. Los resultados obtenidos a partir de los componentes espectrales, indican que con independencia del grupo estudiado, existe diferencia entre dichos componentes provenientes de las regiones anteriores y posteriores. Si estos son asociados al tipo de fibras musculares, se podría fundamentar la existencia de la compartimentalización funcional en una distribución heterogénea y específica del tipo de fibras musculares en el interior del masetero superficial.
5. Se precisan investigaciones futuras que se centren en contrastar esta última hipótesis expuesta en el punto cuatro.
6. En base a la labor investigativa de esta tesis, se puede también concluir que el reclutamiento de las unidades motoras del masetero superficial durante mordidas a fuerza submáxima en dentados naturales y desdentados totales usuarios de prótesis removibles es heterogéneo, demostrando así la existencia de una compartimentalización funcional de este músculo.



Aspectos Bioéticos



Universidad de los Andes
Santiago-Chile

Santiago, 12 de Septiembre de 2011

Señor
Rodrigo Guzmán V.
Universidad de los Andes
Presente

Estimado Señor:

El Comité de Ética de la Facultad de Medicina de la Universidad de los Andes ha analizado el Proyecto de Investigación titulado "*Comparación de la actividad electromiográfica en músculo masetero entre sujetos desdentados totales rehabilitados con prótesis removible y rehabilitados con prótesis sobre implantes oseointegrados.*" del cual es usted el investigador responsable y que fue presentado al Concurso FAI 2011.

Este proyecto pretende analizar en forma comparativa la actividad mioeléctrica y las características de las unidades motoras de los músculos masticatorios, mediante electromiografía de superficie de alta densidad en sujetos controles en distintas tareas motoras, desdentados rehabilitados con prótesis removibles e individuos rehabilitados con prótesis sobre implantes oseointegrados.

Se trata de un estudio bien diseñado y dado que se plantea como estudio piloto, el tamaño muestral parece adecuado.


El consentimiento informado es adecuado, se especifican los objetivos del estudio, la confidencialidad del manejo de la información, y también la manera de ubicar al investigador responsable en caso de ser necesario.

Tomando en cuenta lo anteriormente enunciado, el Comité de Ética no presenta reparos en la realización de este proyecto.

Sin otro particular, saludan atentamente


Dr. Alejandro Serani Merlo
Presidente




Dra. Colomba Cofré Dougnac
Secretaria Académica

Publicaciones e Índices de Calidad

Publicaciones Asociadas a la Tesis

1.- **Guzman-Venegas RA**, Biotti JL, Berral FJ. Functional compartmentalization of the human superficial masseter muscle. PLoS ONE 2015; 10(2): e0116923.

DOI: 10.1371/journal.pone.0116923

ISSN: 1932-6203

JOURNAL CITATION REPORTS. JCR Science Edition. ISI Web Knowledge

Category: Multidisciplinary sciences

Factor de Impacto en 2015: 3.057

Rank in Multidisciplinary Sciences Journals (año 2015): 11 de 62. 1º Quartil.

Total de citas: 7

Documento acreditativo: anexo 1

2.- **Guzman-Venegas RA**, Palma FH, Biotti Picand JL, Berral de la Rosa FJ. Spectral components in electromyograms from four regions of the human masseter, in natural dentate and edentulous subjects with removable prostheses and implants.

Arch Oral Biol. 2018 Jun;90:130-137.

DOI: 10.1016/j.archoralbio.2018.03.010

ISSN: 0003-9969

JOURNAL CITATION REPORTS. JCR Science Edition. ISI Web Knowledge

Category: Dentistry, Oral Surgery & Medicine –Scie.

Factor de Impacto en 2018: 1.663

Rank in Dentistry, Oral Surgery & Medicine –Scie Journals (año 2018): 40 de 90. 2º Quartil.

Documento acreditativo: anexo 2

Adjudicación de fondos concursables de financiamiento

1. Fondo concursal Adjudicado.

Proyecto: "Comparación de la actividad Electromiográfica en el músculo masetero entre sujetos desdentados totales rehabilitados con prótesis removibles y rehabilitados con prótesis sobre implantes osteointegrados.

Investigador Principal: Rodrigo Guzmán Venegas.

Co-Investigador: Jorge Biotti Picand.

Número Total de Investigadores: 2.

Concurso FAI Universidad de los Andes.

Monto Adjudicado: Ocho Millones de CLP, equivalentes a 1.800 Euros.

Código de proyecto adjudicado: INOGTO201157 KIN001-11

Documento acreditado anexo 3

Ponencias Asociadas a la Tesis.

1.- Título de la Ponencia: “Compartimentalización funcional del Músculo masetero superficial humano”

Evento: Primeras Jornadas Científicas en Salud, 26 y 27 de noviembre 2015.

Lugar: Santiago de Chile.

Modalidad: Presentación de Poster.

Expositor: **Rodrigo Guzmán Venegas.**

Autores: Rodrigo Guzmán Venegas, Jorge Biotti, Francisco J. Berral

Certificado Anexo: 4

2.- Título de la Ponencia: “EMG en el Análisis del Movimiento Humano”

Evento: XX Congreso Nacional de Kinesiología. 04, 05 y 06 de agosto 2016.

Lugar: Valdivia, Chile.

Modalidad: Presentación Oral.

Expositor: **Rodrigo Guzmán Venegas.**

Autor: Rodrigo Guzmán Venegas.

Certificado Anexo: 5

3.- Título de la Ponencia: “Cambios espectrales asociados al tipo de fibras musculares en dentados naturales y desdentados totales rehabilitados con prótesis removibles y fijas”

Evento: Segundas Jornadas Científicas en Salud, 03 y 04 de Agosto de 2017.

Lugar: Santiago de Chile.

Modalidad: Presentación oral.

Expositor: **Rodrigo Guzmán Venegas.**

Autores: Rodrigo Guzmán Venegas, Felipe Palma, Jorge Biotti, Francisco J. Berral

Certificado Anexo: 6

4.- Título de la Ponencia: “Control de Fuerza masticatoria en personas desdentadas totales rehabilitadas con prótesis fijas sobre implantes”

Evento: Segundas Jornadas Científicas en Salud, 03 y 04 de Agosto de 2017.

Lugar: Santiago de Chile.

Modalidad: Presentación de Poster

Expositor: **Rodrigo Guzmán Venegas.**

Autores: Rodrigo Guzmán Venegas, Trinidad Fell, Jorge Biotti.

Certificado Anexo: 7

5.- Título de la Ponencia: “Compartimentalización funcional del músculo masetero superficial en personas desdentadas totales rehabilitadas con prótesis removible o fijas”

Evento: Terceras Jornadas Científicas en Salud, 01 y 02 de Agosto de 2019.

Lugar: Santiago de Chile.

Modalidad: Presentación oral.

Expositor: **Rodrigo Guzmán Venegas.**

Autores: Rodrigo Guzmán Venegas, Jorge Biotti, Francisco J. Berral

Certificado Anexo: 8

Otras Publicaciones del Autor

1. Wagner E, Ortiz C, Wagner P, Guzman R, Ahumada X, Maffulli N. Biomechanical evaluation of various suture configurations in side-to-side tenorrhaphy. J Bone Joint Surg Am 2014;96(3):232-6.
2. Guzman-Venegas RA, Araneda OF, Silvestre RA. Differences between motor point and innervation zone locations in the biceps brachii. An exploratory consideration for the treatment of spasticity with botulinum toxin. J Electromyogr Kinesiol. 2014;24(6):923-7.
3. Orrego M, Matas J, Abusleme S, Guzman-Venegas R, Amenabar D. Effect of cyclic tension on the biomechanical properties of flexor tendon grafts. Results of an ex-vivo porcine study. Knee. 2014;21(6):1029-32
- 4.- Martinez-Valdes E, Guzman-Venegas RA, Silvestre RA, Macdonald JH, Falla D, Araneda OF, Haichelis D. Electromyographic adjustments during continuous and intermittent incremental fatiguing cycling. Scand J Med Sci Sports. 2016;26(11):1273-82.
- 5.- Guzmán-Venegas RA, Bralic MP, Cordero JJ, Cavada G, Araneda OF. Concordance of the location of the innervation zone of the tibialis anterior muscle using voluntary and imposed contractions by electrostimulation. J Electromyogr Kinesiol. 2016; 27:18-23.
- 6.- Tuesta M, Alvear M, Carbonell T, García C, Guzmán-Venegas R, Araneda OF. Effect of exercise duration on pro-oxidants and pH in exhaled breath condensate in humans. J Physiol Biochem. 2016; 72(2):353-60.
- 7.- Valdés V, María Ignacia and Guzmán-Venegas, Rodrigo. Descripción del Somatotipo y Cualidades Físicas de Varones Surfistas Experimentados Chilenos. Int J Morphol. 2016; 34(1):23-8.
- 8.- Wagner E, Wagner P, Ortiz C, Radkievich R, Palma F, Guzmán-Venegas R. Biomechanical Cadaveric Evaluation of Partial Acute Peroneal Tendon Tears. Foot Ankle Int. 2018; 39(6):741-5.
- 9.- Mendez-Rebolledo G, Gatica-Rojas V, Guzman-Muñoz E, Martinez-Valdes E, Guzman-Venegas R, Berral de la Rosa FJ. Influence of fatigue and velocity on the latency and recruitment order of scapular muscles. Phys Ther Sport. 2018; 32:80-6.
- 10.- Pincheira PA, Silvestre R, Armijo-Olivo S, Guzman-Venegas R. Ankle perturbation generates bilateral alteration of knee muscle onset times after unilateral anterior cruciate ligament reconstruction. PeerJ. 2018; 31(6):e5310.
- 11.- Flores-León A, Redenz G, Valencia OD, Guzmán-Venegas R, Araneda OF, Berral de la Rosa F. Coordination of the rotational movement of the pelvis and the hip in men without low back pain, with control impairment of the lumbopelvic region in the sagittal plane. Physiother Theory Pract. 2018; 21:1-8.
- 12.- De la Fuente C, Martinez-Valdes E, Cruz-Montecinos C, Guzman-Venegas R, Arriagada D, Peña Y Lillo R, Henríquez H, Carpes FP. Changes in the ankle muscles co-activation pattern after 5 years following total ankle joint replacement. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2018; 59:130-5.

- 13.- Pincheira PA, De La Maza E, Silvestre R, **Guzmán-Venegas R**, Becerra M. Comparison of total hip arthroplasty surgical approaches by Statistical Parametric Mapping. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2019; 62:7-14.
- 14.- De la Fuente C, Weinstein A, **Guzman-Venegas R**, Arenas J, Cartes J, Soto M, Carpes FP. Use of accelerometers for automatic regional chest movement recognition during tidal breathing in healthy subjects. J Electromyogr Kinesiol. 2019; 47:105-12.
- 15.- Wagner P, Wagner E, López M, Etchevers G, Valencia O, **Guzmán-Venegas R**. Proximal and Distal Failure Site Analysis in Percutaneous Achilles Tendon Rupture Repair. Foot Ankle Int. 2019; 28:1071100719867937

Anexos

RESEARCH ARTICLE

Functional Compartmentalization of the Human Superficial Masseter Muscle

Rodrigo A. Guzmán-Venegas^{1*}, Jorge L. Biotti Picand², Francisco J. Berral de la Rosa³

1 Laboratorio Integrativo de Biomecánica y Fisiología del Esfuerzo, Escuela de Kinesiología, Facultad de Medicina, Universidad de los Andes, Santiago, Chile, **2** Facultad de Odontología, Universidad de los Andes, Santiago, Chile, **3** Laboratorio de Biomecánica, Kinesiología y Cineantropometría, Universidad Pablo de Olavide, Sevilla, España

* rguzman@uandes.cl

OPEN ACCESS

Citation: Guzmán-Venegas RA, Biotti Picand JL, de la Rosa FJB (2015) Functional Compartmentalization of the Human Superficial Masseter Muscle. PLoS ONE 10(2): e0116923. doi:10.1371/journal.pone.0116923

Academic Editor: Kornelius Kupczik, Max Planck Institute for Evolutionary Anthropology, GERMANY

Received: November 5, 2014

Accepted: December 5, 2014

Published: February 18, 2015

Copyright: © 2015 Guzmán-Venegas et al. This is an open access article distributed under the terms of the [Creative Commons Attribution License](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original author and source are credited.

Data Availability Statement: Data are available at Figshare: <http://dx.doi.org/10.6084/m9.figshare.1271927>.

Funding: This study was supported by "Fondo de Ayuda a la Investigación" of los Andes University (INOGTO201157KIN-001-11). The authors declare no potential conflicts of interest with respect to the authorship and/or publication of this article. The funders had no role in study design, data collection and analysis, decision to publish, or preparation of the manuscript.

Abstract

Some muscles have demonstrated a differential recruitment of their motor units in relation to their location and the nature of the motor task performed; this involves functional compartmentalization. There is little evidence that demonstrates the presence of a compartmentalization of the superficial masseter muscle during biting. The aim of this study was to describe the topographic distribution of the activity of the superficial masseter (SM) muscle's motor units using high-density surface electromyography (EMGs) at different bite force levels. Twenty healthy natural dentate participants (men: 4; women: 16; age 20 ± 2 years; mass: 60 ± 12 kg, height: 163 ± 7 cm) were selected from 316 volunteers and included in this study. Using a gnathodynamometer, bites from 20 to 100% maximum voluntary bite force (MVBF) were randomly requested. Using a two-dimensional grid (four columns, six electrodes) located on the dominant SM, EMGs in the anterior, middle-anterior, middle-posterior and posterior portions were simultaneously recorded. In bite ranges from 20 to 60% MVBF, the EMG activity was higher in the anterior than in the posterior portion (p -value = 0.001). The center of mass of the EMG activity was displaced towards the posterior part when bite force increased (p -value = 0.001). The topographic distribution of EMGs was more homogeneous at high levels of MVBF (p -value = 0.001). The results of this study show that the superficial masseter is organized into three functional compartments: an anterior, a middle and a posterior compartment. However, this compartmentalization is only seen at low levels of bite force (20–60% MVBF).

Introduction

The masseter muscle is involved in complex motor tasks such as swallowing, biting and talking. Anatomically, it consists of two portions, superficial and deep [1, 2], which function differently in mandibular movements [3]. Heterogeneity in the activation of motor units has been observed in these portions, thereby configuring functional compartmentalization [3–6]. In the deep masseter muscle, two functional compartments, an anterior and a posterior, have been clearly identified [3]. However, in the superficial masseter muscle, results have been

Competing Interests: The authors have declared that no competing interests exist.

inconclusive. One of the factors responsible for these inconclusive results could be the recording technique used. Previous studies [3, 6] have used fine-wire electrodes, which have a reduced recording area, only depicting the activity of small areas of the muscle [7]. By contrast, in high-density surface electromyography (HDEMGs) [8, 9], surface electrodes are used. These electrodes are arranged in a two-dimensional matrix that provides a broad recording area and covers much of the total area of a superficial muscle, thus making it possible to record the activity of many motor units (MUs) in different parts of the same muscle. In combination with new evidence obtained *in vivo* that supports the presence of functional compartmentalization of the human superficial masseter (SM), this research could help facilitate a better understanding of this muscle's function in addition to the associated motor control mechanisms. This evidence could potentially be useful in the evaluation of normal and dysfunctional conditions and rehabilitation. Furthermore, availability of data regarding muscle activation of the SM in its various portions may be useful in modeling techniques when it is not feasible to collect *in vivo* data, such as in the case of virtual anthropology research [10–12].

The aim of this study was to describe the topographic distribution of the activity of the SM muscle motor units using non-invasive EMG at different levels of bite force (BF) to evaluate the following hypothesis: "the SM has a functional compartmentalization *in vivo*, as measured with HDEMGs, with regard to the magnitude of the BF".

Methods

Participants

Samples were obtained following the procedure shown in Fig. 1. All volunteers were asked to complete the Goldberg anxiety-depression questionnaires [13] and the temporomandibular disorders questionnaire [14], which were used to identify any participants who had symptoms or signs of temporomandibular disorders. A dental clinical examination based on the Research Diagnostic Criteria for Temporomandibular Disorders was applied to volunteers without symptoms and signs (Score = zero in both questionnaires) [15] to rule out the presence of temporomandibular disorders. Twenty volunteers (men: 4; women: 16; age: 20 ± 2 years old; mass: 60 ± 12 kg; height: 163 ± 7 cm; mean \pm standard deviation) were selected. The Bioethics Committee of the Universidad de Los Andes approved the study. All participants provided written informed consent. The experiment was performed according to the principles and guidelines of the Declaration of Helsinki (1975).

Experimental protocol

Each volunteer sat in a dental chair with the backrest inclined to 110° with a head support and a slight head-neck extension of 10° . Volunteers were asked to make three bites on a gnathodynamometer with maximum voluntary bite force (MVBF). Each bite lasted five seconds with one minute rest in between. The magnitude of the MVBF was defined as the maximum force value recorded in the three bites. Then, volunteers performed four submaximal voluntary bites (SMVBF) equivalent to 20, 40, 60 and 80% of the MVBF, randomly. Each repetition lasted 15 seconds, with a five minute rest period in between. Volunteers received real-time visual feedback of the dominant side BF with a bar graph displayed on a monitor in front of them to help control its magnitude. Prior to all records, participants performed a series of tests in order to become familiar with the procedure. During the maximum voluntary bite force and submaximal voluntary bites tests, both BF and EMG activity were simultaneously recorded and stored for further analysis.

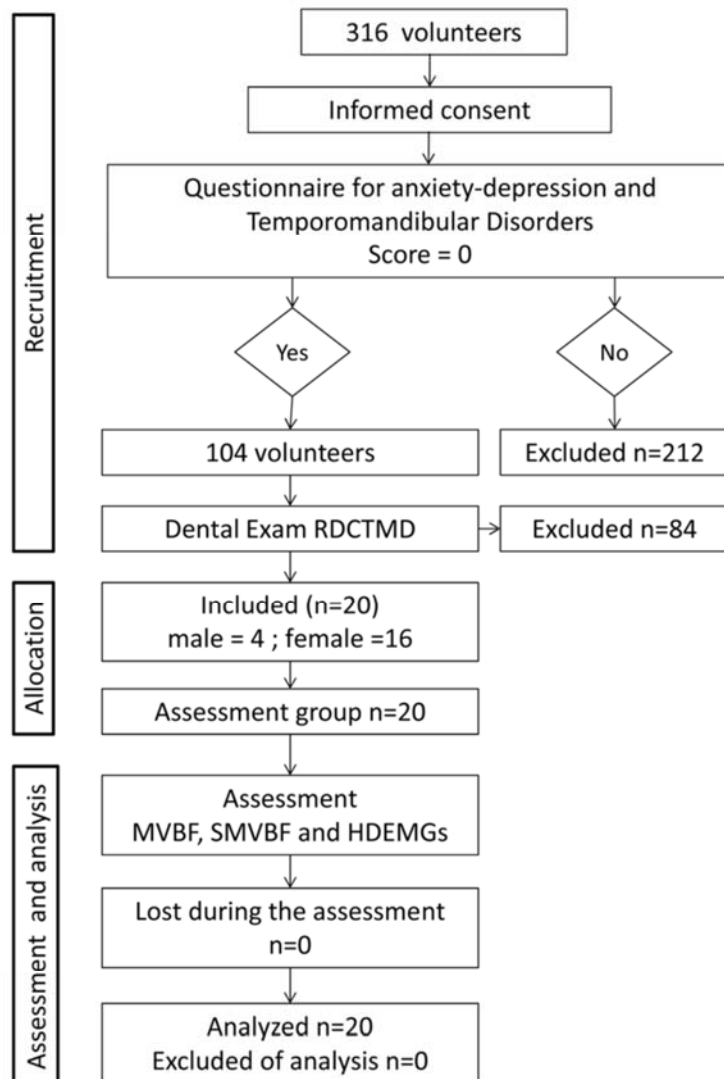


Figure 1. Study design. RDCTMD: Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders. MVBF: Maximal voluntary bite force. SMVBF: Submaximal voluntary bite force. HDEMGs: High density surface electromyography.

doi:10.1371/journal.pone.0116923.g001

Bite Force registration

The BF was isometrically assessed at the level of first molars at an interocclusal distance (IOD) of eight millimeters using a gnathodynamometer similar to that used in a previous study [16], which contained two stainless steel handles, each one with a strain gauge type sensor (KFG-2N-120-C1-11L1M2R: One Omega Drive, Stamford, USA). Both handles were linked by an arch-shaped bridge. BF records were bilateral and simultaneously performed. The interocclusal contact surface of the gnathodynamometer was covered by leather, which has proven to facilitate a good reproducibility rate of MVBF [17]. The entire gnathodynamometer was covered with a disposable polyethylene bag. To avoid cross-infections, both the leather covers and the bag were replaced for each participant's assessment. The gnathodynamometer signals were amplified with a gain of 162 and filtered using a fourth-order Butterworth low-pass filter, 450 Hz (Nidaq2: Kinetecnics, Santiago, Chile). This device had a linear range between 0 and 1.5 kN ($r^2 = 0.99$) and was shown to have a high reproducibility rate (intraclass correlation coefficient = 0.95).

Electromyographic record

The dominant side, defined as the chewing side preference, was selected to obtain EMG records; on that side, the skin was cleaned with an abrasive paste (Everi: Spes Medica s.r.l. Battipaglia (SA), Italy) to improve the quality of the EMG records. The orientation of the fibers of the SM was determined by a straight line between the gonion and the cantus [18] and was corroborated by examining the direction of propagation of motor action potentials with a linear array of 16 surface electrodes (with an inter-electrode distance [IED] of 2.5 mm). Next, a flexible array of 24 surface electrodes was installed, and they were arranged in four columns of six electrodes each, with an IED of ten millimeters. The columns of the matrix were parallel to the muscle fibers. Thus, the EMG activity was recorded in four sites of the SM, which from the anterior to posterior part corresponded to the following columns: Anterior (A), Middle-Anterior (MA), Middle-Posterior (MP) and Posterior (P) (Fig. 2a). From the 24 electrodes, 20 bipolar EMG signals were amplified, distinguishing the records according to the columns. Signals were amplified with a gain of 2000 and digitized at a sampling frequency of 2048 Hz at a 12 bit resolution (EMG-USB2: OTBioelettronica Turin, Italy, 3 dB bandwidth 10–500 Hz). The matrix was fixed with a hypoallergenic adhesive, and the space between the electrodes and the skin was filled with a conductive cream (AC Cream: Spes Medica s.r.l. Battipaglia (SA), Italy).

EMG signal Processing

All stored EMG signals were subjected offline to a second-order Butterworth digital filter with a bandwidth of 20–400 Hz (OT BioLab 1.7: OTBioelettronica, Turin, Italy). The amplitude of the signals was calculated using the root mean square (RMS). For the signals recorded during SMVBF, a window without overlap of 500 ms was used; in the signals of MVBF, a window of 50 ms was used. This window width was used to obtain a higher resolution in the search for a maximum value during MVBF. The maximum values for each one of the 20 signals recorded during the MVBF were determined. These values were considered to be the maximum EMG amplitudes produced voluntarily. Subsequently, the 20 signals recorded during the bites at SMVBF were normalized to their respective maximum values and expressed as percentages. For analysis of the signals recorded during the SMVBF, only the central five seconds from the recorded 15 seconds were considered. This was done to obtain data in a stable state; thus, fluctuations associated with reaching the force level during the first five seconds and the possible effects of muscle fatigue during the final five seconds were discarded. For the 20 signals, in each one of the BF levels, ten normalized EMG amplitude values (corresponding to the five seconds

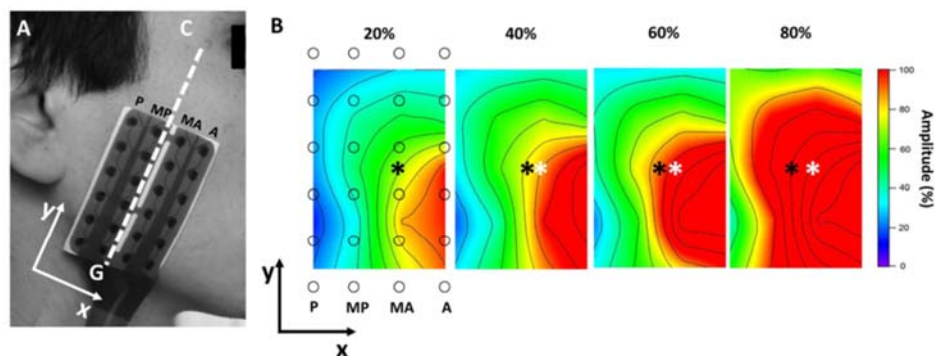


Figure 2. Show the matrix of electrodes used and the topographic maps of the amplitude of the EMG activity of the superficial masseter. (A) Matrix of 24 surface electrodes arranged in four columns: anterior (A), middle-anterior (MA), middle-posterior (MP) and posterior (P) columns. C: cantus, G: gonion. (B) Examples of topographic maps of the amplitude of the EMG activity of the superficial masseter recorded during bites at 20, 40, 60 and 80% of voluntary maximum bite force (VMBF). Maps were constructed in windows of 500 ms and with an interpolation factor of 8. Amplitude values of each map are expressed as a percentage of the maximum value of each one. ○: electrode positions. *: location of center of mass. *: location of center of mass at 20% of VMBF.

doi:10.1371/journal.pone.0116923.g002

of analysis) were obtained. These ten values were averaged for each signal, and the averages of the five signals corresponding to each column were then averaged. This was done for each BF level, providing a normalized amplitude value representing the level of activation of motor units pertinent to the territory of each column (A, MA, MP and P). To describe changes in the topographical distribution of the SM EMG activity at different bite levels, the position of a center of mass (COM) was calculated from the normalized amplitude values, and the anterior-posterior (COMx) and cephalocaudal (COMy) positions were considered. A modified entropy index [19] was used to describe the uniformity degree in the distribution of the EMG activity. The entropy index measures the uniformity of a data set in arbitrary units. This index is maximized when the data of the set have the same values, describing a consistency between them. When the index is at the minimum, there is excessive variation in the data. Therefore, this index was used to characterize the level of homogeneity or heterogeneity between the activation levels of the different regions of the SM. Farina et al. [19] have described the entropy rate ranges between five and six arbitrary units.

Topographic maps were constructed to describe the distribution of the EMG activity in the SM (Fig. 2b). The maps were constructed with the RMS amplitude values standard for each channel and with the position coordinates of the channels within the grid of electrodes. Both data sets were multidirectionally interpolated with an eight factor. This procedure was performed using a signals analysis software application (IgorPro 6.0; WaveMetrics Inc. Portland, USA).

Statistical analysis

A descriptive statistical analysis (mean and standard deviation) of the normalized amplitude variables of each column (A, MA, MP and P) of the COMx and COMy positions, the entropy indices, and the MVBF was performed. Moreover, the type of distribution of these variables was studied using the Shapiro-Wilk test. To determine the possible differences in the level of activation of the various portions of the SM, a comparison of the amplitude values between the four columns within each SMVBF level was performed. Entropy values and COMx and COMy

positions between the different SMVBF levels were also contrasted. All comparisons were performed by using a one-way analysis of variance and a pairwise Bonferroni post hoc test. All analyses were performed as two-tailed tests with a significance level of 95% (STATA/SE 12.1. StataCorp. College Station. USA).

Results

All analyzed variables showed a normal distribution ($p < 0.0001$), and they are expressed as their means and standard deviations (SD), as shown in Table 1. Fig. 3a shows the normalized EMG amplitude values for the anterior (A), middle-anterior (MA), middle-posterior (MP) and posterior (P) columns at different percentages of MVBF. At the level of 20%, the amplitude for A was higher in relation to the posterior columns, P ($p < 0.0001$) and MP ($p = 0.001$). In this same parameter, MA showed a higher value than P ($p = 0.01$). At 40% MVBF, A also showed a higher amplitude than P ($p < 0.0001$) and MP ($p = 0.001$). For the 60% MVBF, the amplitude of A was higher than the amplitude of P ($p = 0.001$). The activation difference between A and P is shown in Fig. 3a. COMx was displaced to the posterior part of the SM as the percentage of the MVBF increased. COMx positions at 60% ($p = 0.001$), 80% ($p < 0.0001$) and 100% MVBF ($p < 0.0001$) were more posterior than those recorded at 20% (Fig. 3c). For COMy, no significant changes were observed. The average MVBF was 292 Newton (SD = 77 N). Entropy indices recorded at 60% ($p = 0.001$), 80% ($p < 0.0001$) and 100% MVBF ($p < 0.0001$) increased in comparison to that observed at 20% (Fig. 3b).

Discussion

This study showed a difference in the motor unit's recruitment of the anterior and posterior portions of the SM during bite at low levels of submaximal force. This result supports the presence of functional compartmentalization of the SM.

Our results indicate that during a bite at a low level of MVBF (20–60%), the MUs located in the anterior parts of the SM are recruited more than those of the posterior parts. From the bio-mechanical point of view, during a static bite with a vertical dimension close to the intercuspal position, the axis of jaw rotation is located in the condyles of the temporomandibular joints. Therefore, the MUs of the anterior portion have a stronger lever arm than the posterior MUs [6, 20]. This factor provides a mechanical advantage to the anterior MUs, and possibly, for that reason, they have a lower activation threshold. In this study, the IOD was constant; therefore, we cannot guarantee that the behavior of the anterior MUs in relation to posterior MUs is maintained at different IODs, as recently observed using bipolar electrodes [21]. Furthermore,

Table 1. Means and standard deviation of normalized electromyographic amplitude for four recording sites of the superficial masseter muscle during bites at different percentages of maximal voluntary bite force by healthy volunteers (n = 20).

Columns	20%	40%	60%	80%	100%
Anterior	29.5(5.6) ^{A,B}	46.9(6.4) ^{A,B}	60.1(6.0) ^A	84.1(9.8)	97.7(2.5)
Middle-Anterior	26.9(4.4) ^C	42.8(6.8)	58.2(6.2)	82.2(9.0)	98.3(1.6)
Middle-Posterior	24.5(3.2) ^B	39.5(7.1) ^B	56.0(6.1)	80.6(7.1)	98.4(1.6)
Posterior	22.4(2.9) ^{A,C}	37.3(4.9) ^A	53.4(6.3) ^A	80.3(7.4)	97.3(2.7)

%: percent of maximal voluntary bite force.

^AStatistically significant difference between the Anterior and Posterior columns (p -value < 0.05).

^BStatistically significant difference between the Anterior and Middle-posterior columns (p -value = 0.001).

^CStatistically significant difference between the Middle-anterior and Posterior columns (p -value = 0.01).

doi:10.1371/journal.pone.0116923.t001

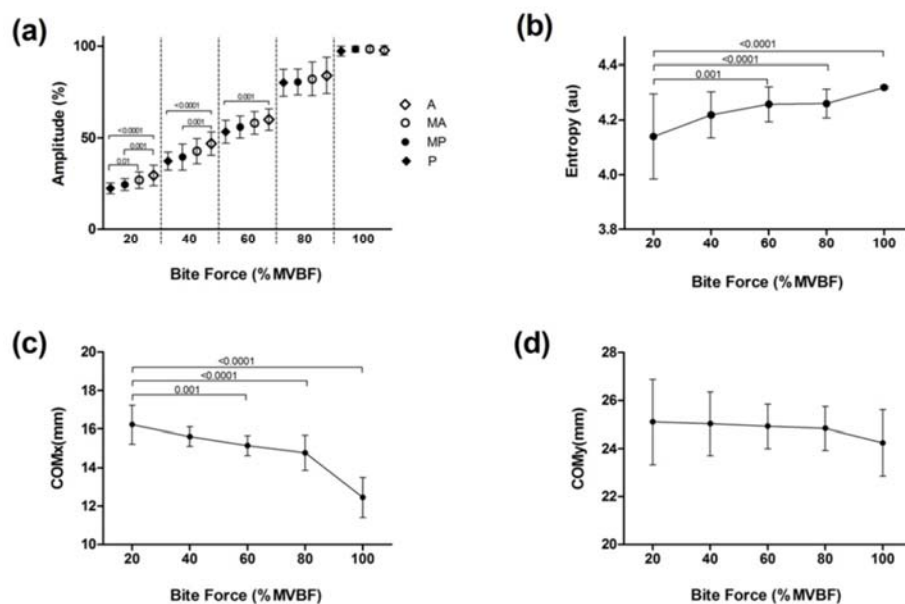


Figure 3. Masseter muscle electromyographic parameters at different levels of masticatory force. a) Amplitude in columns: Anterior (A), Middle-Anterior (MA), Middle-Posterior (MP) and Posterior (P). b) Values of entropy. c) Position of the center of mass in X. d) position of the center of mass in Y. The level of masticatory force is expressed as a percentage of MVBF. The differences are indicated by bars with their respective p-values.

doi:10.1371/journal.pone.0116923.g003

one bite at a submaximal level requires a finer control of force development. The results of this study show that during submaximal levels of BF, the EMG activity was higher in the anterior part than in the posterior part. This EMG activity is proportional to the number of active MUs. Thus, at low levels of BF, anterior MUs are recruited more than posterior ones. The higher activation of these MUs may be interpreted as a greater participation of these MUs in performing fine motor tasks [22]. Possibly, at low levels of BF, the function of the posterior portion of the SM is related to mandibular stabilization; however, this should be investigated in further studies. One finding from this study that supports this idea is that when the bite is taken to maximum levels of 80–100% MVBF (i.e., a grosser control task is performed), no differences in the recruitment of MUs between regions of the SM were observed.

Differences in the levels of activity between the superficial and deep region of the human masseter muscle during different tasks have been observed. The contribution of MUs in producing bite force is not uniform in the masseter muscle; different activation patterns between the jaw muscles and also between the superficial and deep masseter muscles are observed [23]. Furthermore, in data recently obtained by the authors of this study (unpublished) in relation to the SM, variation in recruitment of the anterior and posterior MUs during chewing of different types of food was observed, demonstrating that the compartmentalization observed in SM during submaximal static contractions persists in isotonic contractions.

The composition of the fibers of the jaw-elevator muscles has undergone evolutionary changes in vertebrates. These changes have an adaptive origin depending on the diet of each species [24]. In higher mammals, when comparing modern humans, great apes and monkeys, there is a large difference in the size of the masticatory muscles. At the histological level, it has been observed that the diameter of the type I muscle fibers between humans and monkeys (*Macaca fascicularis*) do not differ in diameter [25]. Nevertheless, type II fibers from humans would only have 1/8 of the diameter observed in these monkeys [25]. Thus, the mutation of certain genes (MYH16) may be related to the reduction of the diameter of type II fibers [25]. In addition to these differences and given the more complex functions that are performed by these muscles in non-human primates, such as language, it is presumed that the structure of the jaw-elevator muscles is more complex in humans than in primates. This complexity could indicate the existence of functional compartmentalization.

The various levels of activation of the MUs located in the different SM recording sites (A, MA, MP and P) could be related to a functional specialization of MUs depending on their location. This functional specialization may be related to the heterogeneous distribution of the type of muscle fibers within the SM. In masticatory muscles of animals, it has been observed that in the most anterior and deepest regions, they contain more type I muscle fibers, while the more superficial and posterior regions contain more type IIa fibers [26]. However, the topic is controversial in humans. While some researchers have reported that the SM has a larger number of type IIa fibers [27], others argue that there would be a predominance of hybrid fibers [28]. Furthermore, there are reports of a higher percentage of type I fibers in the anterior portion of the SM [29]. Our results are consistent with those obtained previously by other authors [3], given that during the bite at submaximal force, the MUs of the anterior part were more recruited at low levels of the masticatory force than the MUs located in the posterior portion. This would indicate that MUs of the SM would have different activation thresholds depending on their location in the muscle. Previously, the differences in the activation thresholds of MUs have been explained by the size principle [30], which describes the recruitment of MUs during the development of progressive muscle force. At low force levels, the small MUs (motoneurons of small soma size with fewer muscular fibers) are first recruited, while larger MUs (motoneurons of larger soma size with more muscular fibers) are recruited as the demand of force is increased. In most skeletal muscles, small MUs have slow contraction fibers or type I fibers, while large MUs are formed by fast contraction fibers or type II fibers [20]. Our results indicate that the MUs of the anterior portion of the SM have a lower activation threshold than those of the posterior portion, which according to the size principle, suggests that the MUs located in the anterior portion of the SM would be small MUs. In this direction, histological studies have shown that type I muscle fibers are predominant in the anterior portion of the SM [29]. Interestingly, these muscle fibers are larger in diameter than type II fibers [27, 29]; however, it has been established that this larger size of the slow fibers does not imply a larger size of these motor units [31]. To that end, our results would indicate that the recruitment of MUs in the SM would not be in accordance with the size principle. Additionally, there is evidence that suggests that in some special situations, the recruitment of MUs in the SM would not correspond to the size principle [32]; therefore, there is a need for future research on the recruitment strategies of the MUs in the SM under different conditions. Our results indicate that the MUs of the SM are progressively recruited from the anterior towards the posterior portion. This assertion is supported by the COMx behavior during the different levels of BF (Fig. 1c). At low levels of BF, the COMx was located towards the anterior portion of the SM, and it moved towards the posterior portion as BF increased. This can be interpreted as an increase in the recruitment of the MUs located in the posterior portion of the SM when the demand of BF increases. This conclusion implies that at low levels of BF, there is greater variation in recruiting MUs, and as

the demand of BF increases, the MUs' activity becomes more homogeneous. This statement is supported by the entropy index behavior (Fig. 1b), which is consistent with that previously reported by other authors [33].

One of the major limitations of this research was the sampling of a cohort of extremely healthy individuals, which is not a common factor in the general population, from a dental perspective. Thus, we used a small sample consisting of young, healthy subjects with an ideal craniofacial system growth and development. While perhaps our results cannot be extrapolated to the general population, the selection of this sample allowed for the control of confounding factors associated with adaptive and/or pathological states of the masticatory system.

Regional differences in the level of activation were mainly observed at low levels of BF and between the MUs located in A and P, not between those located in MA and MP; this could be attributed to the fact that MUs located in these regions would be MUs with intermediate functional characteristics compared to those located in A and P.

The results of this study show that motor units of the SM have different levels of activation in relation to their location and developed BF level. The findings suggest that the superficial masseter is organized into three functional compartments: an anterior, a middle and a posterior compartment; however, this compartmentalization is only seen at low levels of BF (20–60% MVBF).

Author Contributions

Conceived and designed the experiments: RG-V JB. Performed the experiments: RG-V JB JFB. Analyzed the data: RG-V JB JFB. Contributed reagents/materials/analysis tools: RG-V JB JFB. Wrote the paper: RG-V JB JFB.

References

1. Yoshikawa T, Suzuki T (1969) The comparative anatomical study of the masseter of the mammal (3). *Anat Anz* 125(4):363–87. PMID: [4983375](#)
2. Gaspard M, Laison F, Mailland M (1973) [Architectural organization and texture of the masseter muscle in primates and man]. *J Biol Buccale* 1(1):7–20. PMID: [4517446](#)
3. Blanksma NG, Van Eijden TM, Weijs WA (1992) Electromyographic heterogeneity in the human masseter muscle. *J Dent Res* 71(1):47–52. PMID: [1740556](#)
4. McMillan AS, Hannam AG (1992) Task-related behavior of motor units in different regions of the human masseter muscle. *Arch Oral Biol* 37(10):849–57. PMID: [1444895](#)
5. Blanksma NG, van Eijden TM (1995) Electromyographic heterogeneity in the human temporalis and masseter muscles during static biting, open/close excursions, and chewing. *J Dent Res* 74(6):1318–27. PMID: [7629340](#)
6. Blanksma NG, van Eijden TM, van Ruijven LJ, Weijs WA (1997) Electromyographic heterogeneity in the human temporalis and masseter muscles during dynamic tasks guided by visual feedback. *J Dent Res* 76(1):542–51. PMID: [9042076](#)
7. Merletti R, Parker P (2014) *Electromyography Physiology, Engineering and Noninvasive Applications*. Hoboken, New Jersey. Published by John Wiley & Sons, Inc.
8. Masuda T, Sadoyaa T (1991) Distribution of innervation zones in the human biceps brachii. *J Electromyogr Kinesiol* 1(2):107–15. doi: [10.1016/1050-6411\(91\)90004-Q](#) PMID: [20870500](#)
9. Merletti R, Holobar A, Farina D (2008) Analysis of motor units with high-density surface electromyography. *J Electromyogr Kinesiol* 18(6):879–90. doi: [10.1016/j.jelekin.2008.09.002](#) PMID: [19004645](#)
10. Groning F, Fagan M, O'Higgins P (2012) Modeling the human mandible under masticatory loads: which input variables are important? *Anat Rec* 295(5):853–63. doi: [10.1002/ar.22455](#) PMID: [22467624](#)
11. Fitton LC, Shi JF, Fagan MJ, O'Higgins P (2012) Masticatory loadings and cranial deformation in *Macaca fascicularis*: a finite element analysis sensitivity study. *J Anat* 221(1):55–68. doi: [10.1111/j.1469-7580.2012.01516.x](#) PMID: [22690885](#)
12. Shi J, Curtis N, Fitton LC, O'Higgins P, Fagan MJ (2012) Developing a musculoskeletal model of the primate skull: predicting muscle activations, bite force, and joint reaction forces using multibody dynamics

- analysis and advanced optimisation methods. *J Theor Biol* 310:21–30. doi: [10.1016/j.jtbi.2012.06.006](https://doi.org/10.1016/j.jtbi.2012.06.006) PMID: [22721994](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22721994/)
13. Araya R, Wynn R, Lewis G (1992) Comparison of two self administered psychiatric questionnaires (GHQ-12 and SRQ-20) in primary care in Chile. *Soc Psychiatry Psychiatr Epidemiol* 27(4):168–73. PMID: [1411744](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1411744/)
 14. DeLeeuw R (2008) *Orofacial Pain, Guidelines for Assessment Diagnosis, and Management*. Fourth Edition. Chicago. USA.
 15. Dworkin SF, LeResche L (1992) Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique. *J Craniomandib Disord* 6(4):301–55. PMID: [1298767](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1298767/)
 16. van Kampen FM, van der Bilt A, Cune MS, Bosman F (2002) The influence of various attachment types in mandibular implant-retained overdentures on maximum bite force and EMG. *J Dent Res* 81(3):170–3. PMID: [11881630](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11881630/)
 17. Serra CM, Manns AE (2013) Bite force measurements with hard and soft bite surfaces. *J Oral Rehabil* 40(8):563–8. doi: [10.1111/joor.12068](https://doi.org/10.1111/joor.12068) PMID: [23692029](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23692029/)
 18. Castrolfiorio T, Farina D, Bottin A, Debernardi C, Bracco P, Merletti R, et al (2005) Non-invasive assessment of motor unit anatomy in jaw-elevator muscles. *J Oral Rehabil* 32(10):708–13. PMID: [16159347](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16159347/)
 19. Farina D, Leclerc F, Arendt-Nielsen L, Buttelli O, Madeleine P (2008) The change in spatial distribution of upper trapezius muscle activity is correlated to contraction duration. *J Electromyogr Kinesiol* 18(1):16–25. PMID: [17049273](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17049273/)
 20. Korfage JA, Koolstra JH, Langenbach GE, van Eijden TM (2005) Fiber-type composition of the human jaw muscles-(part 1) origin and functional significance of fiber-type diversity. *J Dent Res* 84(9):774–83. PMID: [16109984](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16109984/)
 21. Arima T, Takeuchi T, Honda K, Tomonaga A, Tanosoto T, Ohata N, et al (2013) Effects of interocclusal distance on bite force and masseter EMG in healthy participants. *J Oral Rehabil* 40(12):900–8. doi: [10.1111/joor.12097](https://doi.org/10.1111/joor.12097) PMID: [24033381](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24033381/)
 22. Osterlund C, Thornell LE, Eriksson PO (2011) Differences in fibre type composition between human masseter and biceps muscles in young and adults reveal unique masseter fibre type growth pattern. *Anat Rec* 294(7):1158–69. doi: [10.1002/ar.21272](https://doi.org/10.1002/ar.21272) PMID: [21634018](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21634018/)
 23. Ogawa T, Kawata T, Tsuboi A, Hattori Y, Watanabe M, Sasaki K (2006) Functional properties and regional differences of human masseter motor units related to three-dimensional bite force. *J Oral Rehabil* 33(10):729–40. PMID: [16938101](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16938101/)
 24. Hoh JF (2002) 'Superfast' or masticatory myosin and the evolution of jaw-closing muscles of vertebrates. *J Exp Biol* 205(Pt 15):2203–10. PMID: [12110654](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12110654/)
 25. Stedman HH, Kozyak BW, Nelson A, Thesier DM, Su LT, Low DW, et al (2004) Myosin gene mutation correlates with anatomical changes in the human lineage. *Nature* 428(6981):415–8. PMID: [15042088](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15042088/)
 26. Sano R, Tanaka E, Korfage JA, Langenbach GE, Kawai N, van Eijden TM, et al (2007) Heterogeneity of fiber characteristics in the rat masseter and digastric muscles. *J Anat* 211(4):464–70. PMID: [17692082](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17692082/)
 27. Serratrice G, Pellissier JF, Vignon C, Baret J (1976) The histochemical profile of the human masseter. An autopsy and biopsy study. *J Neurol Sci* 30(1):189–200. PMID: [10353](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10353/)
 28. Korfage JA, Koolstra JH, Langenbach GE, van Eijden TM (2005) Fiber-type composition of the human jaw muscles-(part 2) role of hybrid fibers and factors responsible for inter-individual variation. *J Dent Res* 84(9):784–93. PMID: [16109985](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16109985/)
 29. Sciote JJ, Rowleson AM, Hopper C, Hunt NP (1994) Fiber type classification and myosin isoforms in the human masseter muscle. *J Neurol Sci* 126(1):15–24. PMID: [7836942](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7836942/)
 30. Henneman E, Somjen G, Carpenter DO (1965) Excitability and inhibability of motoneurons of different sizes. *J Neurophysiol* 28(3):599–620. PMID: [5835487](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/5835487/)
 31. Scutter SD, Turker KS (2000) Estimating relative motoneurone size in human masseter muscle. *Arch Oral Biol* 45(7):617–20. PMID: [10785527](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10785527/)
 32. Yang J, Turker KS (2001) Distribution of periodontal afferent input to motoneurons of human masseter. *Arch Oral Biol* 46(11):989–96. PMID: [11543705](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11543705/)
 33. Castrolfiorio T, Falla D, Wang K, Svensson P, Farina D (2012) Effect of experimental jaw-muscle pain on the spatial distribution of surface EMG activity of the human masseter muscle during tooth clenching. *J Oral Rehabil* 39(2):81–92. doi: [10.1111/j.1365-2842.2011.02246.x](https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2011.02246.x) PMID: [21848526](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21848526/)



Contents lists available at ScienceDirect

Archives of Oral Biology

journal homepage: www.elsevier.com/locate/archoralbio



Spectral components in electromyograms from four regions of the human masseter, in natural dentate and edentulous subjects with removable prostheses and implants

Rodrigo A. Guzmán-Venegas^{a,*,1}, Felipe H. Palma^{a,1}, Jorge L. Biotti P^b,
Francisco J. Berral de la Rosa^c

^a Laboratorio Integrativo de Biomecánica y Fisiología del Esfuerzo (LIBFE), Escuela de Kinesiología, Facultad de Medicina, Universidad de los Andes, Monseñor Álvaro del Portillo 12455, Santiago, Chile

^b Facultad de Odontología, Universidad de los Andes, Monseñor Álvaro del Portillo 12455, Santiago, Chile

^c Laboratorio de Biomecánica, Kinesiología y Cineantropometría, Universidad Pablo de Olavide, Carretera de Utrera km 1, Seville, Spain

ARTICLE INFO

Keywords:

Masseter muscle
Dental prostheses
Spectral analysis
High-density EMG

ABSTRACT

Objective: To compare the frequency or spectral components between different regions of the superficial masseter in young natural dentate and total edentulous older adults rehabilitated with removable prostheses and fixed-implant support. A secondary objective was to compare these components between the three groups.

Design: 21 young natural dentate and 28 edentulous (14 with removable prostheses and 14 with fixed-implant support) were assessed. High-density surface electromyography (sEMG) was recorded in four portions of the superficial masseter during submaximal isometric bites. Spectral components were obtained through a spectral analysis of the sEMG signals. An analysis of mixed models was used to compare the spectral components.

Results: In all groups, the spectral components of the anterior portion were lower than in the posterior region ($p < 0.05$). Both edentulous groups showed lower spectral components and median frequency slope than the natural dentate group ($p < 0.05$). The removable prostheses group showed the greatest differences with natural dentate group.

Conclusions: There were significant differences in the spectral components recorded in the different regions of the superficial masseter. The lower spectral components and fatigability of older adults rehabilitated with prostheses could be a cause of a greater loss of type II fibers, especially in the removable prostheses group.

1. Introduction

The masseter muscle is the major muscle of mastication, but it also participates in important functional activities, such as swallowing or speaking (McMillan & Hannam, 1992; Schumann, Scholle, Anders, & Mey, 1994; Widmer, English, & Morris-Wiman, 2007). These activities are possible thanks to its complex architecture (Blanksma, Van Eijden, & Weijts, 1992; Guzmán-Venegas, Biotti Picand, & de la Rosa, 2015; McMillan & Hannam, 1992; Schumann et al., 1994; Widmer et al., 2007). The masseter muscle presents a heterogeneous distribution of fiber types, showing a predominance of type I fibers (Korfage, Koolstra, Langenbach, & van Eijden, 2005a; Korfage, Koolstra, Langenbach, & van Eijden, 2005b; Österlund, Thornell, & Eriksson, 2011), besides having a special type of hybrid fibers (Korfage, Brugman, & Van Eijden,

2000; Korfage et al., 2005a, 2005b; Sciote, Horton, Rowleron, & Link, 2003; Tuxen, Bakke, & Kenrad, 1992; van Eijden & Turkawski, 2001). Despite this tendency, the specific distribution of fiber types in this muscle differs greatly between its superficial and deep fascicles (Korfage et al., 2000, 2005b). However, in the different fascicles of the superficial masseter, the evidence is controversial. On the one hand, studies through histological analyses have found no significant differences in the type of fibers from the anterior and posterior fascicles of the superficial masseter in young people (Österlund et al., 2011); moreover, studies conducted on adult persons have shown a greater concentration of type I fibers in the anterior fascicle (Eriksson & Thornell, 1983; Österlund et al., 2011; van Eijden & Turkawski, 2001). The latter would be supported by high-density surface electromyography (sEMG) assessments on this muscle, where lower activation

Abbreviations: sEMG, surface electromyography; EMG, electromyography/electromyographic; RP, removable prostheses; FIS, fixed implant supported prostheses

* Corresponding author at: Monseñor Álvaro del Portillo 12455, 7620001, Santiago, Chile.

E-mail address: rguzman@uandes.cl (R.A. Guzmán-Venegas).

¹ These authors contributed equally to this work.

<https://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2018.03.010>

Received 20 September 2017; Received in revised form 20 March 2018; Accepted 22 March 2018
0003-9969/ © 2018 Elsevier Ltd. All rights reserved.

thresholds have been shown in its anterior fascicle, which is suggestive of a greater presence of type I fibers (Guzmán-Venegas et al., 2015). However, this evidence is scarce and inconclusive, therefore, it is necessary to conduct studies trying to address more specifically the possible differences in the distribution of fiber types in different regions of superficial masseter and the clinical implications of it.

sEMG is a tool that can help differentiate the type of muscle fibers, under certain conditions, through parameters such as spectral or frequency components (Gerdle, Henriksson-Larsén, Lorentzon, & Wretling, 1991; Gerdle, Wretling, & Henriksson-Larsén, 1988; Komi & Tesch, 1979; Lodetti, Mapelli, Musto, Rosati, & Sforza, 2012; Pincivero, Campy, Salfetnikov, Bright, & Coelho, 2001; Rainoldi, Gazzoni, & Melchiorri, 2008). On this basis, it has been demonstrated that muscles having a greater concentration of type II fibers tend to show higher initial median frequency values (Kupa, Roy, Kandarian, & De Luca, 1995; Pincivero et al., 2001; Rainoldi et al., 2008) and a greater drop in their median frequency during isometric contractions (Kupa et al., 1995). Performing a frequency or spectral analysis of the different regions of the superficial masseter could give a better approach to determine the composition of muscle fibers of each region.

There is evidence suggesting changes in the electromyographic (EMG) variables of jaw muscles in people rehabilitated with dental prostheses. However, most of these studies have been focused on amplitude variables and few of them have studied the spectral components. Dakhilalian et al. (2014), compared the spectral components of sEMG in patients with removable prostheses (RP) and those with fixed implant supported (FIS), without finding any difference between them. Nevertheless, these authors did not consider the topographic distribution of said components nor the potential regional differences that might exist. Knowing the existing differences in the spectral components and its topographic distributions between young natural dentate (ND) and individuals with prostheses can be very useful for understanding the physiological adaptations of the jaw muscles and the changes in the recruitment of motor units associated with total tooth loss. Furthermore, distinguishing between RP and FIS would allow researchers to establish which one has a pattern of muscle recruitment more like ND.

The present study proposes the following hypotheses: There are interregional differences in the topographical distribution of the spectral components of the superficial masseter muscle in ND and total edentulous subjects rehabilitated with RP and FIS. At the same time, we hypothesize that there are differences in the magnitudes of these components between the study groups.

2. Materials and methods

2.1. Design of the study and volunteers

An analytical, observational, cross-sectional study was conducted. To determine the sample size, the mean and standard deviation of the normalized electromyographic amplitude of a previous study (Guzmán-Venegas et al., 2015) were selected as primary variables. Independent measures performed at 20, 40 and 60% of the maximum voluntary bite force between the anterior and posterior fascicle of the superficial masseter were considered. Using a two-sided analysis, a significance level of 5%, and a statistical power equal to 80%, the sample size needed to detect significant differences was 14 per group. Finally, 48 individuals (21 ND, 14 RP and 14 FIS), fulfilled the study's criteria.

The ND group was the same used in a previous study (Guzmán-Venegas et al., 2015). Those volunteers who had symptoms or signs of temporomandibular disorders (according to the diagnostic criteria for temporomandibular disorders [DC/TMD]); type II or III occlusion (according to angle's classification), were excluded. Out of a total of 316 evaluated participants, 21 healthy volunteers were selected. RP and FIS groups were recruited from two odontologic clinics. These volunteers were invited to participate by telephone. Those who accepted were referred to an odontologic control, where a specialist (Biotti J, > 30 years of experience) examined them and selected the total bimaxilar edentulous patients with FIS or RP complete maxillary prosthesis for over a year. All volunteers who had any of the following criteria were excluded from the study: i.- osteomuscular alterations (joint and/or muscular pain, altered mandibular movement patterns, etc.); ii.- pharmacological treatment with psychotropic and/or muscle relaxants; iii.- difficulties in the support or stability of the prosthetic device.

The Bioethics Committee of the Universidad de Los Andes approved the study. All volunteers agreed to participate voluntarily by providing a written informed consent. All procedures were performed according to the principles of the Declaration of Helsinki (1975).

2.2. Measurement protocol

Volunteers sat in a dental chair with the backrest inclined to 110° with a head supporting a head-neck extension of 10°. In this position, the maximum voluntary bite force of each volunteer was assessed using a gnatodynamometer previously used in another study (Guzmán-Venegas et al., 2015). This was obtained to subsequently perform submaximal voluntary bites, equivalent to 20, 40, 60 and 80% of it.

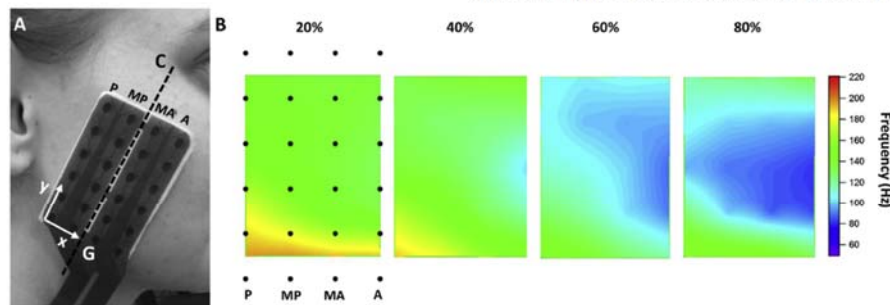


Fig. 1. (a) Placement of the electrode matrix on the superficial masseter muscle, arranged in four columns: A, Anterior; MA, Middle-anterior; MP, Middle-posterior; P, Posterior. G: Gonion; C: Canthus. (b) Examples of topographic maps of the EMG activity raw frequency of the superficial masseter recorded during bites at 20, 40, 60 and 80% of maximum voluntary bite force. Maps were constructed in windows of 500 ms and with an interpolation factor of 8. ●: electrode positions.

Bites lasted 15 s and the order of their intensities was randomly assigned. During the bites, the sEMG of the superficial masseter was recorded through a two-dimensional matrix of 24 surface electrodes (ELSCH064NM3 modified, OTBioelettronica, Turin, Italy), arranged in four columns of six electrodes each, with an interelectrode distance of 10 mm (Fig. 1A). Volunteers could control the magnitude of bite force by a real-time visual feedback of it, which was displayed on a monitor.

2.3. Electromyography record

sEMG of the superficial masseter was recorded on the dominant side, defined as the preferred side to chew hard food. The orientation of the columns of electrodes was parallel to a line drawn between the gonion and the canthus (Castroflorio et al., 2006) (Fig. 1A). The matrix was fixed with a hypoallergenic adhesive, and the space between the electrodes and the skin was filled with conductive cream (AC Cream: Spes Medica s.r.l. Battipaglia, Italy). Signals were amplified with a gain of 2000 and digitized at a sampling frequency of 2048 Hz at a 12-bit resolution (EMG-USB2: OTBioelettronica Turin, Italy. 3 dB bandwidth 10–500 Hz).

2.4. Electromyography signal processing

From the matrix, a total of 20 single-differential EMG signals were obtained, of which 5 corresponded to each of the four columns: Anterior, middle-anterior, middle-posterior and posterior (Fig. 1). Out of the fifteen seconds of each bite, the five central seconds of it were analyzed. In this window, EMG signals were subjected to a second-order Butterworth digital filter with a bandwidth of 20–400 Hz. Subsequently, the power spectral density of each signal was determined with the fast Fourier transform, using a Hamming window and non-overlapping signal epochs of 0.5 s (IgorPro 6.0, WaveMetrics Inc., USA). From them, the following variables were calculated:

- i) *Median frequency*: was obtained in ten epochs of the 20 single-differential EMG signals. For each single-differential signal, the ten values obtained were reduced to their median value. The median value of each column was obtained to represent the median frequency of each. Data reduction details are presented in Fig. 2.
- ii) *Initial median frequency and median frequency slope*: were calculated through a linear regression analysis between the time and the ten median frequency values for each signal. The value of intersection of the regression line with the Y axis was considered as the initial median frequency. The median frequency slope for each signal corresponded to the slope of the regression line, adjusted to the initial median frequency. This variable was considered as a muscle fatigability indicator. Both variables were grouped by columns.

2.5. Statistical analysis

The demographic characteristics of the sample through a one-way analysis of variance, were compared. Subsequently, an analysis of mixed models was used to compare the median frequency, initial median frequency and median frequency slope between columns and between groups. All analyses were performed using a two-tailed test with a statistical confidence level of 95%. A p-value less than 0.05 was considered as statistically significant (STATA/IC 14.2. Stata Corp. USA).

3. Results

The demographic characteristics of the sample are shown in Table 1. The ND group showed a lower age and body mass index than both edentulous groups. There were no differences in the characteristics between both edentulous groups.

3.1. Inter-region differences

Both in ND and in FIS, the median frequency was lower in the anterior column, followed by the middle-anterior, and these were smaller than the middle-posterior and posterior columns. The RP group behaved similarly, but it additionally showed differences between the middle-posterior and posterior columns. Likewise, in all groups, the initial median frequency was lower in the anterior column, followed by the middle-anterior, and these were lower than the middle-posterior and posterior columns. The median frequency slope had no differences between the columns in both groups with prosthesis. However, in the ND subjects, the median frequency slope was higher in the posterior column, when compared with the middle-anterior and anterior columns. An example of the topographic distribution of the frequency components and the differences in signals characteristics are shown in Figs. 1B and 3 respectively.

3.2. Inter-group differences

The median frequency was always higher in the ND group, and differences were only found between the FIS and RP groups in the posterior column, where the FIS condition was closer to that of the ND group. The initial median frequency was always higher in the ND group, followed by the FIS group, and thirdly the RP group. Finally, the median frequency slope was always higher in the ND group, followed by the FIS group, and thirdly the RP group. All these results and comparisons are presented in Tables 2 and 3. p-values of the comparisons between groups and regions are presented in Tables 4 and 5.

4. Discussion

The main objective of this study was to compare the spectral components recorded in different regions of the superficial masseter using high density sEMG, in ND and total edentulous older adults rehabilitated with RP and FIS. Our results could support the raised hypothesis, which stated that there were differences in the spectral components between the different regions of the superficial masseter, and between groups.

The study of spectral components using sEMG has been previously conducted by other authors. Castroflorio et al. (2012) and Pitta, Nitsch, Machado, and de Oliveira (2015) studied jaw muscles, reporting median frequency values ranging between 120 and 180 Hz, consistent with the data obtained in the present study.

4.1. Inter-region differences

In general, when analyzing the median frequency and initial median frequency during the bite, there are differences between columns. The anterior columns (middle-anterior, anterior) showed lower values than posterior columns (posterior and middle-posterior) in all groups ($p < 0.05$). These results are consistent with previous studies (Schumann et al., 1994), that reported a lower spectral density in the low frequency bands of the anterior-inferior region of the superficial masseter when compared to the posterior-inferior region. This may be attributed to a heterogeneous distribution of the type of muscle fibers in the superficial masseter (Lodetti et al., 2012).

In jaw muscles of rats, it has been observed that in the most anterior and deepest regions, they contain more type I muscle fibers, while the more superficial and posterior regions contain more type IIa fibers (Sano et al., 2007). However, this is controversial in humans. While some researchers reported that there is evidence of a higher percentage of type I fibers in the anterior portion of the superficial masseter (Eriksson & Thornell, 1983; van Eijden & Turkawski, 2001), others argue that there are no differences between them (Österlund et al., 2011).

There is literature that has raised a supposed association between

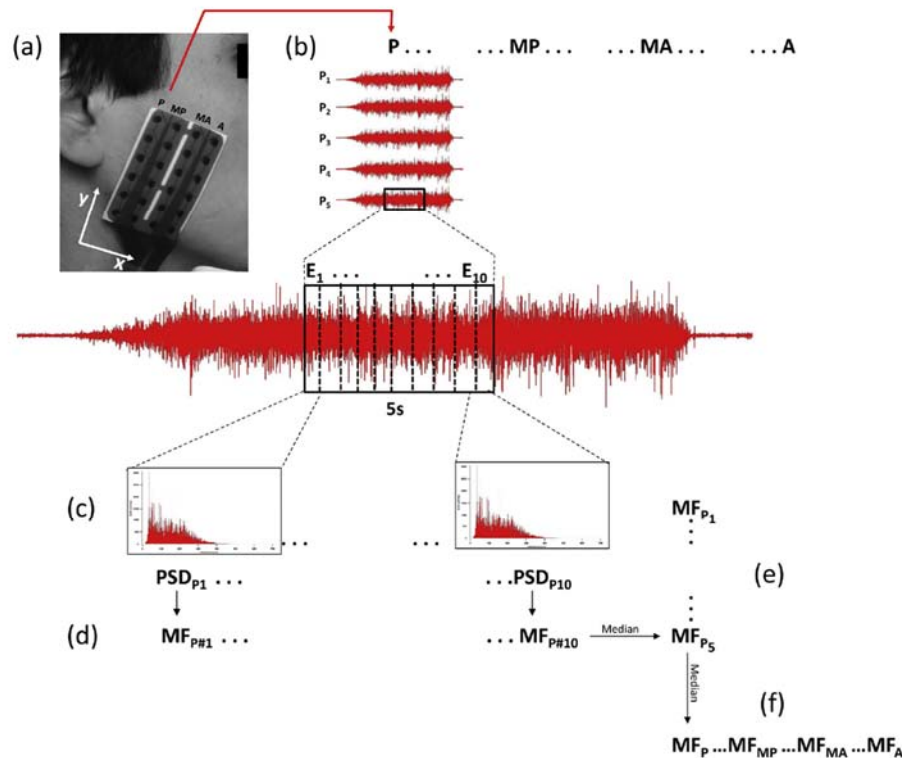


Fig. 2. Capture and data reduction of the EMG signals of the superficial masseter. Posterior region analysis is used as an example. (a) The electrode matrix registered the EMG signals in four different muscle regions (A, Anterior; MA, Middle-anterior; MP, Middle-posterior; P, Posterior). (b) Each region contained five bipolar signals (20 in total) for every submaximal isometric contraction. All signals were analyzed on their five central seconds, divided in ten epochs of 0.5 s each (E_1 – E_{10}). (c) For each epoch, a power spectral density was registered (PSD_{P1} – PSD_{P10}). (d) From each power spectral density, variables such as the median frequency (MF_{P1} – MF_{P10}) were obtained. (e) These 10 data were reduced to their median value in each of the five signals (MF_{P1} – MF_{P5}). (f) To obtain the representative value of each region, the median value of the five signals previously mentioned were calculated. This is applied to the four muscle regions.

Table 1

Demographic characteristics of the sample. Data presented as mean (standard deviation).

	Natural dentures (n = 21)	Fixed implant supported (n = 14)	Removable prostheses (n = 14)	Inter-group differences
Sex	M = 4; F = 16	M = 8; F = 6	M = 5; F = 9	
Age (years)	19.9 (2.2)	67.7 (8.3)	62.3 (8.0)	ND < FIS = RP [†]
Weight (kg)	60.0 (12.2)	73.6 (15.2)	70.5 (10.7)	ND < FIS [‡]
Height (cm)	162.8 (6.7)	165.8 (8.9)	158.9 (9.2)	None
BMI (kg/m ²)	22.5 (3.4)	26.6 (4.5)	27.9 (3.9)	ND < FIS = RP [†]

BMI: Body mass index.

[†] p < 0.05 in Kruskal Wallis test and Dunn's post-test.

[‡] p < 0.05 in one-way ANOVA and Sidak's post test.

the distribution percentage of the type of muscular fibers with the spectral components of the EMG. Studies conducted on several limb and trunk muscle groups, have shown that a higher concentration of type I fibers would be associated with lower spectral components (Gerdle et al., 1991, 1988; Komi & Tesch, 1979; Lodetti et al., 2012; Pincivero

et al., 2001; Rainoldi et al., 2008). This has also been observed more specifically in the superficial masseter, where a significant relationship between the mean power frequency and the type of muscle fiber (Westbury & Shaughnessy, 1987) has been found. Based on this background and on the results obtained in the present study, it could be presumed that the anterior portions of the superficial masseter would contain a higher percentage of type I fibers, since the median frequency and initial median frequency records were found to be lower in the anterior columns than in the posterior ones. This topographic difference was observed equally in the three studied groups, so neither age nor total tooth loss would affect the topographic differentiation of the spectral components, and thus, the predominance of type I fibers in the anterior region of the superficial masseter. This would be consistent with the results of the previously mentioned histological studies (Eriksson & Thornell, 1983; van Eijden & Turkawski, 2001). However, a cautious interpretation of the results is necessary since the relationship between the spectral parameters of the EMG signal and the muscle fiber types is not without controversy. The frequency components of the EMG signal are dependent of several factors, some extrinsic associated to orientation and position of the electrodes in relation to the muscle fibers, and other intrinsic factors related to the shape, duration and amplitude of the action potentials, which are also associated to muscle

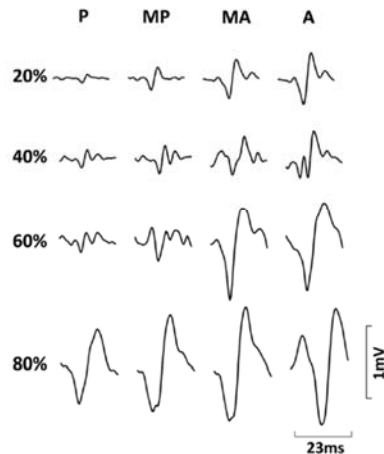


Fig. 3. An example of the differences in the shape of the motor unit action potential, during bites at 20, 40, 60 and 80% of the maximal voluntary bite force in each muscle region. All signals make reference to the third matrix row.

conduction velocity. This last, could be affected by factors like muscle fibers type and diameter (De Luca, 1997; Farina, Leclerc, Arendt-Nielsen, Buttelli, & Madeleine, 2008). This may imply that the observed topographic differences could be due to other neurophysiological factors. Previous studies have demonstrated a greater activation of the motor units of the anterior portion of the superficial masseter during submaximal bites (20, 40 and 60% of maximum voluntary bite force) (Guzmán-Venegas et al., 2015), demonstrating that these motor units would have a lower activation threshold than those located in the posterior region. In general, it has been reported that low-threshold motor units are slow-contracting units (Korfage et al., 2005b; van Eijden & Turkawski, 2001). The results of the present study showed fewer spectral components in the anterior portion of the SM, which could support the idea of a bigger concentration of units of slow-contracting in this region. Nevertheless, it has been reported that slow muscle fibers in the masseter muscle have a larger diameter than the fast fibers (Korfage et al., 2000, 2005a; Sciote et al., 2003; Tuxen et al., 1992). This forces us to interpret the relation of the spectral components and type of muscle fiber cautiously.

Higher values of median frequency slope have been associated with a greater muscular fatigability (Castroflorio et al., 2012). Because the posterior column showed lower median frequency slope, it could be suggested that this area would contain a larger proportion of type I fibers, which contrasts with what was previously proposed (Eriksson & Thornell, 1983; Guzmán-Venegas et al., 2015; Korfage et al., 2005b; van Eijden & Turkawski, 2001). Nevertheless, there are other causes that may explain this behavior. As mentioned earlier, the motor units in the anterior regions of the superficial masseter have a lower activation threshold (Guzmán-Venegas et al., 2015); therefore, the motor units of this area could be more demanded in submaximal bites and, thus, could suffer more fatigue.

4.2. Inter-group differences

Both groups, RP and FIS, showed lower spectral components values than ND. This is consistent with the previously reported studies in older adults, indicating lower values of median frequency in limb muscles compared to young individuals (Esposito, Malgrati, Veicsteinas, & Orizio, 1996; Wu, Delahunt, Ditroilo, Lowery, & De Vito, 2016). These

Table 2
Frequency components in each group, region and force level. Data presented as mean (standard deviation).

	Natural dentures				Fixed implant supported				Removable prostheses			
	P	MA	A	P	MP	MA	A	P	MP	MA	A	
Median frequency (Hz)												
20%	168.9 (17.1)	168.2 (15.7)	164.5 (15.4)	157.0 (14.1)	153.8 (16.8)	152.7 (17.9)	147.0 (17.4)	140.8 (15.7)	152.8 (10.1)	150.8 (10.2)	145.3 (10.3)	139.7 (9.6)
40%	165.3 (20.5)	163.2 (19.5)	158.5 (18.4)	151.2 (16.9)	152.5 (19.0)	150.7 (19.5)	145.7 (19.2)	139.1 (17.7)	151.5 (13.3)	148.0 (16.2)	142.0 (16.2)	137.0 (14.9)
60%	158.2 (23.8)	155.9 (22.9)	150.9 (21.7)	143.8 (19.9)	146.8 (26.6)	144.6 (26.4)	139.5 (25.0)	132.8 (23.0)	145.3 (17.2)	141.9 (17.9)	136.6 (17.1)	131.3 (15.2)
80%	146.4 (24.8)	143.4 (24.5)	138.5 (23.7)	132.6 (22.7)	143.5 (24.1)	140.9 (24.5)	135.9 (23.4)	129.3 (21.5)	140.2 (17.8)	137.4 (19.1)	131.3 (18.7)	125.9 (17.4)
Initial median frequency (Hz)												
20%	174.4 (16.8)	174.3 (15.7)	171.6 (14.9)	163.6 (13.9)	157.5 (21.1)	156.4 (22.3)	150.5 (20.5)	145.6 (18.8)	154.9 (14.2)	152.6 (13.9)	145.6 (13.1)	139.4 (12.7)
40%	175.8 (18.7)	174.8 (17.4)	170.2 (16.9)	162.9 (15.6)	159.9 (16.1)	157.8 (16.1)	151.9 (16.5)	144.6 (15.0)	154.8 (17.2)	151.0 (17.2)	145.9 (17.5)	139.8 (17.9)
60%	175.6 (20.7)	174.9 (20.1)	170.7 (18.9)	163.4 (18.1)	161.5 (23.6)	162.1 (25.3)	155.9 (24.0)	147.9 (22.3)	155.4 (15.8)	151.9 (16.3)	146.5 (15.9)	142.1 (16.5)
80%	168.3 (25.9)	166.6 (25.4)	161.8 (25.0)	156.3 (23.4)	167.3 (19.9)	165.9 (22.2)	160.5 (23.3)	152.7 (22.4)	148.1 (21.3)	144.7 (22.4)	139.4 (20.8)	134.0 (19.1)
Median frequency slope (%Initial median frequency/s)												
20%	-0.28 (0.22)	-0.30 (0.19)	-0.37 (0.19)	-0.35 (0.25)	-0.11 (0.45)	-0.13 (0.43)	-0.12 (0.38)	-0.18 (0.40)	-0.06 (0.28)	-0.05 (0.30)	0.01 (0.30)	0.05 (0.38)
40%	-0.56 (0.39)	-0.62 (0.44)	-0.63 (0.44)	-0.66 (0.47)	-0.31 (0.38)	-0.31 (0.38)	-0.28 (0.45)	-0.26 (0.51)	-0.13 (0.40)	-0.12 (0.40)	-0.16 (0.41)	-0.08 (0.57)
60%	-0.87 (0.65)	-0.94 (0.65)	-1.00 (0.63)	-1.03 (0.63)	-0.60 (0.57)	-0.73 (0.52)	-0.71 (0.50)	-0.69 (0.52)	-0.44 (0.56)	-0.44 (0.56)	-0.46 (0.53)	-0.49 (0.65)
80%	-1.20 (0.59)	-1.30 (0.57)	-1.33 (0.58)	-1.41 (0.64)	-0.92 (0.69)	-0.96 (0.73)	-0.96 (0.76)	-0.95 (0.77)	-0.31 (0.51)	-0.30 (0.50)	-0.36 (0.49)	-0.39 (0.45)

P, MP, MA, A: Posterior, middle-posterior, middle-anterior, anterior.

Table 3

Inter-region and inter-group differences in frequency components of the superficial masseter muscle, estimated through mixed models. Data presented as mean (standard deviation) of the four force levels.

Variable/Column	Posterior	Middle-posterior	Middle-anterior	Anterior	Inter-region differences†
Median frequency (Hz)					
Natural dentures	159.7 (23.1)	157.7 (22.6)	153.1 (22.0)	146.1 (20.5)	P = MP > MA > A
Fixed implant supported	149.2 (21.8)	147.2 (22.2)	142.0 (21.4)	135.5 (19.7)	P = MP > MA > A
Removable prostheses	147.6 (15.8)	144.7 (16.6)	138.9 (16.3)	133.6 (15.1)	P > MP > MA > A
Inter-group differences†	ND > FIS > RP	ND > FIS = RP	ND > FIS = RP	ND > FIS = RP	
Initial median frequency (Hz)					
Natural dentures	173.5 (20.6)	172.7 (19.9)	168.6 (19.4)	161.5 (18.0)	P = MP > MA > A
Fixed implant supported	161.6 (20.1)	160.5 (21.5)	154.7 (21.1)	147.7 (19.6)	P = MP > MA > A
Removable prostheses	153.4 (17.0)	150.1 (17.5)	144.5 (16.7)	138.9 (16.5)	P = MP > MA > A
Inter-group differences†	ND > FIS > RP	ND > FIS > RP	ND > FIS > RP	ND > FIS > RP	
Median frequency slope (% Initial median frequency/s)					
Natural dentures	−0.73 (0.59)	−0.79 (0.61)	−0.84 (0.61)	−0.86 (0.65)	P > MA = A
Fixed implant supported	−0.49 (0.60)	−0.53 (0.62)	−0.52 (0.63)	−0.52 (0.64)	None
Removable prostheses	−0.23 (0.46)	−0.23 (0.46)	−0.24 (0.46)	−0.23 (0.56)	None
Inter-group differences†	ND < FIS < RP	ND < FIS < RP	ND < FIS < RP	ND < FIS < RP	

P, MP, MA, A: Posterior, middle-posterior, middle-anterior, anterior.

ND, FIS, RP: Natural dentures, fixed implant supported prostheses, removable prostheses.

† p < 0.05 in mixed model's analysis.

differences have been attributed to a larger decrease in the number of type II fibers as an effect of aging. However, this could differ in the masseter muscle, given that according to previous studies, there were no changes reported in the proportion of fibers result of aging (Kirkeby & Garbarsch, 2000; Monemi, Eriksson, Eriksson, & Thornell, 1998). Kupa et al. (1995) showed a linear correlation between muscle fiber cross-sectional area and initial median frequency. Therefore, lower spectral components might indicate increased levels of atrophy. Due to the greater decrease of spectrum components in RP group compared to ND group, it might seem reasonable to assume that this group suffered more atrophy than FIS group. The largest decrease in the spectral components with respect to the ND group was observed in the RP group. Though, the factor muscle cross-sectional area, was not evaluated in this study, the evidence shows a decreasing of masseter muscle atrophy by changing RP to FIS, even in very old patients (Müller et al., 2013).

Another hypothesis to explain the differences between RP and FIS are the changes in the production of sensory information involved in the control of the jaw musculature in edentulous subjects (Solomonow & Krogsgaard, 2001; Trulsson, 2006). Along with loss of teeth, the periodontal ligament is removed, which is rich in mechanoreceptors (Trulsson, 2006). Mechanoreceptors participate in the generation of sensory information necessary for the control of bite force (Solomonow & Krogsgaard, 2001; Tetsuka et al., 2012). The results showed that the RP group had lower initial median frequency and median frequency slope values than the group with FIS. This could imply that the

Table 5

p-values of the comparisons between groups, estimated through mixed models.

Variable/Column	ND-FIS	ND-RP	FIS-RP
Median frequency			
Posterior	0.005	< 0.001	< 0.001
Middle-posterior	< 0.001	< 0.001	0.062
Middle-anterior	< 0.001	< 0.001	0.139
Anterior	0.001	< 0.001	0.148
Initial median frequency			
Posterior	0.014	< 0.001	< 0.001
Middle-posterior	0.002	< 0.001	0.001
Middle-anterior	< 0.001	< 0.001	0.001
Anterior	0.001	< 0.001	0.002
Median frequency slope (% Initial median frequency/s)			
Posterior	0.041	< 0.001	0.041
Middle-posterior	0.034	< 0.001	0.014
Middle-anterior	0.012	< 0.001	0.016
Anterior	0.017	< 0.001	0.021

Significant differences (p < 0.05) in bold.

neuromuscular changes associated with aging and total tooth loss would be accentuated in patients rehabilitated with RP. Assuming the relationship between the magnitude of the spectral components and the type of muscle fiber, it could be assumed that type II fibers could be trophically more sensitive to the loss of periodontal mechanoreceptors than type I fibers. In this way, rehabilitation with FIS could better

Table 4

p-values of the comparisons between groups, estimated through mixed models.

Variable/Column	P-MP	P-MA	P-A	MP-MA	MP-A	MA-A
Median frequency (Hz)						
Natural dentures	0.143	< 0.001	< 0.001	0.001	< 0.001	< 0.001
Fixed implant supported	0.108	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001
Removable prostheses	0.021	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001
Initial median frequency (IMF)						
Natural dentures	0.587	0.003	< 0.001	0.014	< 0.001	< 0.001
Fixed implant supported	0.509	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001	< 0.001
Removable prostheses	0.071	< 0.001	< 0.001	0.001	< 0.001	0.002
Median frequency slope (% Initial median frequency/s)						
Natural dentures	0.238	0.048	0.012	0.423	0.186	0.603
Fixed implant supported	0.552	0.663	0.654	0.874	0.884	0.990
Removable prostheses	0.908	0.927	0.906	0.836	0.998	0.834

Significant differences (p < 0.05) in bold.

maintain or recover the trophism of the jaw musculature through the greater degree of stability, or through the mechanism of osseoperception theoretically associated with this type of rehabilitation, which could substitute, to some extent, for the loss of periodontal mechanoreceptors.

The results of this study also indicated that the edentulous patients showed a lower fatigability in comparison to the ND group. In turn, subjects with RP showed a greater resistance to fatigue than those with FIS. This finding could support the idea that the trophic changes experienced in the motor units of the superficial masseter are different in patients rehabilitated with RP or FIS. The lower fatigability could be attributed to a higher concentration of type I fibers, because of a greater loss or conversion of type II fibers into type I fibers in the RP group. Furthermore, there are backgrounds that patients with RP generate a greater number of bite cycles to produce the food bolus if compared to the ND subjects (Karkazis & Kossioni, 1998). This would be explained by the low levels of bite forces developed by these patients, implying that the jaw musculature would be subjected to greater stimuli of low intensity and long duration, which would adapt this musculature to a greater resistance to fatigue. In addition, it has been documented that patients with RP experience more muscular atrophy, and there are backgrounds that associate the atrophy in older adults with a greater loss of type II fibers (Brunner et al., 2007). The latter could also be a cause of a greater resistance in the edentulous subjects. All the above could be clinically relevant, since it would be suggested that the rehabilitation with FIS could better preserve the jaw muscle physiology in comparison to the rehabilitation with RP.

4.3. Limitations

Our results indicate that there are interregional differences in spectral components of the different regions of the superficial masseter, which is consistent with previous histological and EMG findings. This supports the idea that distribution of its fibers may be heterogeneous in different areas of the superficial masseter. It should be noted that, according to some authors, this evaluation of spectral parameters could not be a determining factor of the type of motor units, and thus, of the type of muscle fibers recruited. Farina (2004), Farina et al. (2008), Farina, Merletti, and Enoka (2014), raise many limitations to this type of analysis, emphasizing all the factors that may influence the muscle mean conduction velocity. Another limitation of the study is the lack of measurement of the skin folds on the superficial masseter. Subcutaneous tissue has been shown to have a low-pass filtering action, which may affect the spectral components of the EMG signals recorded in different regions of a muscle. Nevertheless, in this study the greater anteroposterior distance between register sites (distance between anterior and posterior columns) was 30 mm, which leads us to presume that the subcutaneous tissue thickness variation was not important. In addition, reports in cadaveric studies show a homogeneous anteroposterior distribution of subcutaneous tissue at the cheek level (Hwang, Kim, Kim, & Kang, 2016). Furthermore, the differences between the FIS and RP groups could not be attributed to this factor, since there was no significant difference in the body mass index between the two groups. Finally, another identified limitation was the inclusion of healthy young volunteers in the ND group. Although the fact we included a reference group of young healthy volunteers facilitates a better interpretation of the data due to the reduction of external confounding factors, on the other hand this could have also been a bias when comparing young group versus prostheses-using groups, due to age-related changes. Nevertheless, the inclusion of this group allowed us to get to know which of the two prostheses-using groups was more alike with the reference group. The possibility to evaluate age-matched controls in our study was not considered because in our population the prevalence of total natural dentate adults is close to 2.42% (Gamonal et al., 2010). Despite the limitations, the results of this study are consistent with those in the current literature, demonstrating a consistency

in the findings encountered (Castroflorio et al., 2006).

5. Conclusions

In the evaluated sample, there were significant differences in the magnitude of the spectral components recorded in the different regions of the superficial masseter, both in ND and in total edentulous patients rehabilitated with FIS and RP. Significant differences were also observed between the groups, where the RP group showed greater differences with the ND subjects. This would allow for the proposal of a new hypothesis, which suggests that rehabilitation with FIS, in comparison to RP, would better preserve the jaw muscles physiology. Novel studies could focus on determinate in these differences made by due to changes in the muscle fiber distribution.

Conflict of interest

None.

Acknowledgements

This work was supported by "Fondo de Ayuda a la Investigación" of los Andes University [INOGTO201157KIN-001-11]. The authors are thankful to Eduardo Martínez-Valdés for his valuable suggestions to improve the quality of this paper.

References

- Österlund, C., Thornell, L.-E., & Eriksson, P.-O. (2011). Differences in fibre type composition between human masseter and biceps muscles in young and adults reveal unique masseter fibre type growth pattern. *The Anatomical Record*, 294(7), 1158–1169. <http://dx.doi.org/10.1002/ar.21272>.
- Blanksma, N. G., Van Eijden, T. M. G. J., & Weijs, W. A. (1992). Electromyographic heterogeneity in the human masseter muscle. *Journal of Dental Research*, 71(1), 47–52. <http://dx.doi.org/10.1177/00220345920710010801>.
- Brunner, F., Schmid, A., Sheikhsadeh, A., Nordin, M., Yoon, J., & Frankel, V. (2007). Effects of aging on type II muscle fibers: A systematic review of the literature. *Journal of Aging and Physical Activity*, 15(3), 336–348. <http://dx.doi.org/10.1123/japa.15.3.336>.
- Castroflorio, T., Icardi, K., Becchino, B., Merlo, E., Debernardi, C., Bracco, P., & Farina, D. (2006). Reproducibility of surface EMG variables in isometric sub-maximal contractions of jaw elevator muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(5), 498–505. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2005.08.007>.
- Castroflorio, T., Falla, D., Tartaglia, G. M., Sforza, C., & Derogibus, A. (2012). Myoelectric manifestations of jaw elevator muscle fatigue and recovery in healthy and TMD subjects. *Journal of Oral Rehabilitation*, 39(9), 648–658. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1365-2842.2012.02309.x>.
- Dakhilalian, M., Rismanchian, M., Fazel, A., Basiri, K., Azadeh, H., Mahmoodi, M., ... Sadr-Eshkvari, P. (2014). Conventional versus implant-retained overlay dentures: A pilot study of masseter and anterior temporalis electromyography. *Journal of Oral Implantology*, 40(4), 418–424. <http://dx.doi.org/10.1563/AJID-JOI-D-11-00190>.
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135–163. <http://dx.doi.org/10.1123/jab.13.2.135>.
- Eriksson, P. O., & Thornell, L. E. (1983). Histochemical and morphological muscle-fibre characteristics of the human masseter, the medial pterygoid and the temporal muscles. *Archives of Oral Biology*, 28(9), 781–795. [http://dx.doi.org/10.1016/0003-9969\(83\)90034-1](http://dx.doi.org/10.1016/0003-9969(83)90034-1).
- Esposito, F., Malgrati, D., Veicsteinas, A., & Orizio, C. (1996). Time and frequency domain analysis of electromyogram and sound myogram in the elderly. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 73(6), 503–510. <http://dx.doi.org/10.1007/BF00357671>.
- Farina, D., Leclerc, F., Arendt-Nielsen, L., Buttelli, O., & Madeleine, P. (2008). The change in spatial distribution of upper trapezius muscle activity is correlated to contraction duration. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(1), 16–25. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.08.005>.
- Farina, D., Merletti, R., & Enoka, R. M. (2014). The extraction of neural strategies from the surface EMG: An update. *Journal of Applied Physiology*, 117(11), 1215–1230. <http://dx.doi.org/10.1152/jappphysiol.00162.2014>.
- Farina, D. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, 96(4), 1486–1495. <http://dx.doi.org/10.1152/jappphysiol.01070.2003>.
- Gamonal, J., Mendoza, C., Espinoza, I., Muñoz, A., Urzúa, L., Aranda, W., ... Arteaga, O. (2010). Clinical attachment loss in Chilean adult population: First Chilean national dental examination survey. *Journal of Periodontology*, 81(10), 1403–1410. <http://dx.doi.org/10.1902/jop.2010.100148>.
- Gerdle, B., Wretling, M. L., & Henriksson-Larsén, K. (1988). Do the fibre-type proportion and the angular velocity influence the mean power frequency of the electromyogram?

- Acta Physiologica Scandinavica*, 134(3), 341–346. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1748-1716.1988.tb08501.x>.
- Gerdle, B., Henriksson-Larsén, K., Lorentzon, R., & Wretling, M. L. (1991). Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type. *Acta Physiologica Scandinavica*, 142(4), 457–465. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1748-1716.1991.tb09180.x>.
- Guzmán-Venegas, R. A., Biotti Picand, J. L., & de la Rosa, F. J. B. (2015). Functional compartmentalization of the human superficial masseter muscle. *Public Library of Science*, 10(2), e0116923. <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0116923>.
- Hwang, K., Kim, H., Kim, D. J., Kim, Y. J., & Kang, Y. H. (2016). Superficial fascia (SF) in the cheek and parotid area: Histology and magnetic resonance image (MRI). *Aesthetic Plastic Surgery*, 40(4), 566–577. <http://dx.doi.org/10.1007/s00266-016-0639-4>.
- Karkazis, H. C., & Kossioni, A. E. (1998). Surface EMG activity of the masseter muscle in denture wearers during chewing of hard and soft food. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25(1), 8–14. <http://dx.doi.org/10.1046/j.1365-2842.1997.00463.x>.
- Kirkeby, S., & Garbarsch, C. (2000). Aging affects different human muscles in various ways. An image analysis of the histomorphometric characteristics of fiber types in human masseter and vastus lateralis muscles from young adults and the very old. *Histology and Histopathology*, 15(1), 61–71. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10668196>.
- Komi, P. V., & Tesch, P. (1979). EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 42(1), 41–50.
- Korfage, J. A. M., Brugman, P., & Van Eijden, T. M. G. J. (2000). Intermuscular and intramuscular differences in myosin heavy chain composition of the human masticatory muscles. *Journal of the Neurological Sciences*, 178(2), 95–106. [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-510X\(00\)00372-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-510X(00)00372-5).
- Korfage, J. A. M., Koolstra, J. H., Langenbach, G. E. J., & van Eijden, T. M. G. J. (2005a). Fiber-type composition of the human jaw muscles—(Part 2) role of hybrid fibers and factors responsible for inter-individual variation. *Journal of Dental Research*, 84(9), 784–793. <http://dx.doi.org/10.1177/154405910508400901>.
- Korfage, J. A. M., Koolstra, J. H., Langenbach, G. E. J., & van Eijden, T. M. G. J. (2005b). Fiber-type composition of the human jaw muscles—(Part 1) origin and functional significance of fiber-type diversity. *Journal of Dental Research*, 84(9), 774–783. <http://dx.doi.org/10.1177/154405910508400901>.
- Kupa, E. J., Roy, S. H., Kandarian, S. C., & De Luca, C. J. (1995). Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *Journal of Applied Physiology*, 79(1), 23–32. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7559225>.
- Lodetti, G., Mapelli, A., Musto, F., Rosati, R., & Sforza, C. (2012). EMG spectral characteristics of masticatory muscles and upper trapezius during maximum voluntary teeth clenching. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(1), 103–109. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.10.008>.
- Müller, F., Duvernoy, E., Loup, A., Vazquez, L., Herrmann, F. R., & Schimmel, M. (2013). Implant-supported mandibular overdentures in very old adults: A randomized controlled trial. *Journal of Dental Research*, 92(12 Suppl), 154S–160S. <http://dx.doi.org/10.1177/0022034513509630>.
- McMillan, A. S., & Hannam, A. G. (1992). Task-related behaviour of motor units in different regions of the human masseter muscle. *Archives of Oral Biology*, 37(10), 849–857. [http://dx.doi.org/10.1016/0003-9969\(92\)90119-5](http://dx.doi.org/10.1016/0003-9969(92)90119-5).
- Monemi, M., Eriksson, P. O., Eriksson, A., & Thornell, L. E. (1998). Adverse changes in fibre type composition of the human masseter versus biceps brachii muscle during aging. *Journal of the Neurological Sciences*, 154(1), 35–48. [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-510X\(97\)00208-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-510X(97)00208-6).
- Pincivero, D. M., Campy, R. M., Salfetnikov, Y., Bright, A., & Coelho, A. J. (2001). Influence of contraction intensity, muscle, and gender on median frequency of the quadriceps femoris. *Journal of Applied Physiology*, 90(3), 804–810. Retrieved from <http://www.jappp.org/content/90/3/804.short%5Cnpapers2://publication/uuid/5685CDA1-CC61-418C-BF29-4A163E02BEE5>.
- Pitta, N. C., Nitsch, G. S., Machado, M. B., & de Oliveira, A. S. (2015). Activation time analysis and electromyographic fatigue in patients with temporomandibular disorders during clenching. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(4), 653–657. <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.04.010>.
- Rainoldi, A., Gazzoni, M., & Melchiorri, G. (2008). Differences in myoelectric manifestations of fatigue in sprinters and long distance runners. *Physiological Measurement*, 29(3), 331–340. <http://dx.doi.org/10.1088/0967-3334/29/3/004>.
- Sano, R., Tanaka, E., Korfage, J. A. M., Langenbach, G. E. J., Kawai, N., van Eijden, T. M. G., & Tanne, K. (2007). Heterogeneity of fiber characteristics in the rat masseter and digastric muscles. *Journal of Anatomy*, 211(4), 464–470. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1469-7580.2007.00783.x>.
- Schumann, N.-P., Scholte, H.-C., Anders, C., & Mey, E. (1994). A topographical analysis of spectral electromyographic data of the human masseter muscle under different functional conditions in healthy subjects. *Archives of Oral Biology*, 39(5), 369–377. [http://dx.doi.org/10.1016/0003-9969\(94\)90166-X](http://dx.doi.org/10.1016/0003-9969(94)90166-X).
- Sciote, J. J., Horton, M. J., Rowleson, A. M., & Link, J. (2003). Specialized cranial muscles: How different are they from limb and abdominal muscles? *Cells Tissues Organs*, 174(1–2), 73–86. <http://dx.doi.org/10.1159/000070576>.
- Solomonow, M., & Krogsgaard, M. (2001). Sensorimotor control of knee stability. A review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 11(2), 64–80. <http://dx.doi.org/10.1034/j.1600-0838.2001.011002064.x>.
- Tetsuka, M., Saga, T., Nakamura, M., Tabira, Y., Kusukawa, J., & Yamaki, K.-I. (2012). Relationship between masseter muscle form and occlusal supports of remaining teeth. *The Kurume Medical Journal*, 59(1–2), 5–15.
- Trulsson, M. (2006). Sensory-motor function of human periodontal mechanoreceptors. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(4), 262–273. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1365-2842.2006.01629.x>.
- Tuxen, A., Bakke, M., & Kenrad, B. (1992). Histochemical characterization of masseter muscle fibres in a biopsy study of normal young women. *Archives of Oral Biology*, 37(11), 889–893. [http://dx.doi.org/10.1016/0003-9969\(92\)90059-H](http://dx.doi.org/10.1016/0003-9969(92)90059-H).
- van Eijden, T. M. G. J., & Turkowski, S. J. J. (2001). Morphology and physiology of masticatory muscle motor units. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 12(1), 76–91. <http://dx.doi.org/10.1177/10454411010120010601>.
- Westbury, J. R., & Shaughnessy, T. G. (1987). Associations between spectral representation of the surface electromyogram and fiber type distribution and size in human masseter muscle. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 27(6–7), 427–435.
- Widmer, C. G., English, A. W., & Morris-Wiman, J. (2007). Developmental and functional considerations of masseter muscle partitioning. *Archives of Oral Biology*, 52(4), 305–308. <http://dx.doi.org/10.1016/j.archoralbio.2006.09.015>.
- Wu, R., Delahunt, E., Ditrolo, M., Lowery, M., & De Vito, G. (2016). Effects of age and sex on neuromuscular-mechanical determinants of muscle strength. *Age (Dordrecht, Netherlands)*, 38(3), 57. <http://dx.doi.org/10.1007/s11357-016-9921-2>.

Anexo 3

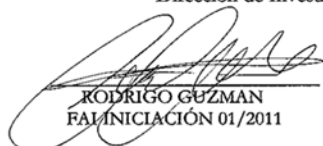


DIRECCIÓN DE INVESTIGACIÓN
FONDO DE AYUDA A LA INVESTIGACIÓN

CONVENIO

En Santiago de Chile, a **26 de septiembre de 2011**, entre la Dirección de Investigación de la Universidad de los Andes, representada para estos efectos por su Director, **Dr. José Ignacio Martínez**, y el **Dr. Rodrigo Guzmán**, profesor de la Escuela de Kinesiología, beneficiada con el Fondo de Apoyo a la Investigación FAI 2011, modalidad **"Iniciación"**, para financiar el proyecto de investigación **"Comparación de la actividad electromiografía en músculo masetero entre sujetos desdentados totales rehabilitados con prótesis removible y rehabilitados con prótesis sobre implantes oseointegrados"**, en adelante, el investigador, Convienen:

- PRIMERO:** La Dirección se compromete a entregar la cantidad de \$ 8.000.000.- para el financiamiento del proyecto a ser desarrollado en 2 años. Estos fondos deberán ser utilizados según los ítems indicados en el **Anexo** a este convenio. Todo cambio deberá ser autorizado por la Dirección. En caso de haber recursos para congresos, estos sólo podrán ser utilizados una vez que la importancia de la asistencia al congreso, haya sido debidamente justificada ante la Dirección de Investigación.
- SEGUNDO:** Se compromete también a enviar a la Dirección, antes del **27 de septiembre de 2013**, el informe final, según el formato dispuesto para tal efecto. Una vez recibido y aprobado dicho informe y sus documentos anexos por parte de la Dirección, ésta emitirá una carta informando al investigador del total cumplimiento del presente convenio y el investigador quedará habilitado para participar en futuros concurso de esta Dirección. Este informe, deberá contener la firma del Director de Finanzas, a través de la cual él certifica que los fondos fueron utilizados, rendidos o reintegrados, de acuerdo a lo dispuesto por dicha Dirección. Adicionalmente la Dirección de Investigación podrá solicitar una instancia de presentación oral de los resultados del proyecto acompañado de un documento powerpoint.
- TERCERO:** Independiente del informe final mencionado en el punto anterior, la Dirección de Investigación podrá solicitar un informe de avance del proyecto en términos financieros y académicos cuando así lo requiera. El investigador tendrá un plazo de 15 días para mandar la información solicitada. Esto será preferentemente antes del término del año contable 2011.
- CUARTO:** En la(s) ponencia(s), y/o paper(s) que se genere con motivo de la investigación, la investigador a deberá figurar con dirección. Universidad de los Andes, nombre de la facultad o instituto, Av. San Carlos de Apoquindo 2200, Las Condes, Santiago, Chile y mencionar la contribución del Fondo de Ayuda a la Investigación (FAI) de la Universidad de los Andes.
- QUINTO:** El presente convenio se firma en dos ejemplares, uno para el investigador y otro para la Dirección de Investigación.


RODRIGO GUZMAN
FAI INICIACIÓN 01/2011


JOSÉ IGNACIO MARTÍNEZ
Director de Investigación

Anexo 4



Universidad de
los Andes

CERTIFICADO

La Facultad de Medicina de la Universidad de los Andes, certifica que el trabajo científico titulado

“COMPARTIMENTALIZACIÓN FUNCIONAL DEL MÚSCULO MASETERO SUPERFICIAL HUMANO”

ha sido presentado en la modalidad póster en las I Jornadas Científicas en Salud, realizadas los días 26 y 27 de noviembre de 2015.

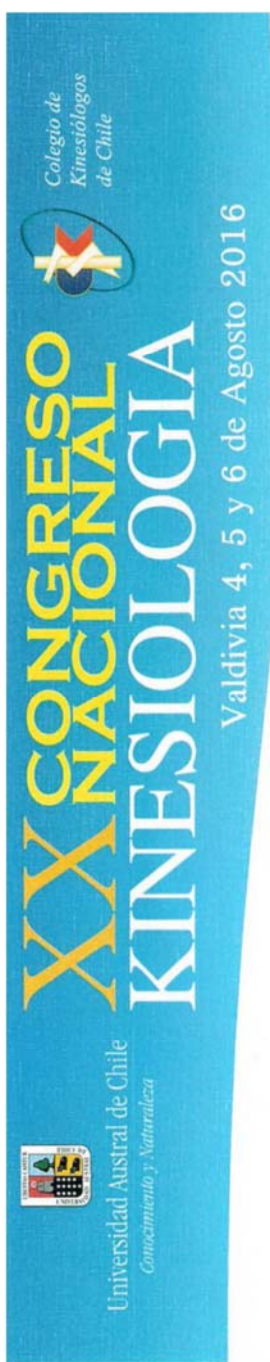
Presentador: Rodrigo Guzmán.

Autores: Rodrigo Guzmán, Jorge Biotti y Francisco Berral.

Se otorga el presente certificado para fines curriculares.

Santiago, 17 de diciembre de 2015

María Teresa Valenzuela
Vicedecana de Investigación y Postgrados
Facultad de Medicina
Universidad de los Andes



Certificado

El Colegio de Kinesiólogos de Chile certifica a:

Rodrigo Guzmán Venegas

Por su participación en el “XX Congreso Nacional de Kinesiología”
realizado en la ciudad de Valdivia, los días 4, 5 y 6 de Agosto de 2016,
en calidad de Conferencista

Kigo. Leandro Miret
Presidente Colegio de Kinesiólogos de Chile

Kigo. Manuel Monroy
Secretario General

Anexo 6

ACTA DE PROCEDIMIENTOS
II JORNADAS CIENTÍFICAS EN SALUD
3 Y 4 DE AGOSTO 2017

FACULTAD DE MEDICINA
UNIVERSIDAD DE LOS ANDES




CAMBIOS ESPECTRALES ASOCIADOS AL TIPO DE FIBRAS MUSCULARES EN DENTADOS NATURALES Y DESDENTADOS TOTALES REHABILITADOS CON PRÓTESIS REMOVIBLES Y FIJAS

Guzmán-Venegas Rodrigo¹, Palma Felipe¹, Biotti Jorge², Berral de la Rosa
Francisco³.

¹Laboratorio Integrativo de Biomecánica y Fisiología del Esfuerzo (LIBFE), Escuela de Kinesiología, Facultad de Medicina, Universidad de los Andes. ²Facultad de Odontología, Universidad de los Andes. ³Laboratorio de Biomecánica, Kinesiología y Cineantropometría, Universidad Pablo Olavide, Sevilla, España.
rguzman@uandes.cl.

La rehabilitación de la pérdida dentaria con prótesis removibles (PR) o prótesis fijas sobre implante (PFSI) puede generar cambios en los músculos masticatorios. Existe evidencia que los componentes de frecuencia medidos con electromiografía de superficie (sEMG) podrían asociarse a cambios musculares, especialmente a los relacionados con la distribución del tipo de fibras musculares. Comparar los componentes de frecuencia entre las distintas regiones del masetero superficial, entre jóvenes dentados naturales (JDN) y adultos mayores desdentados rehabilitados con PR y PFSI. El objetivo secundario es comparar los componentes de frecuencia entre los tres grupos. Se evaluó 20 JDN y 28 adultos mayores desdentados (14 PR, 14 PFSI). A través de sEMG de alta densidad, se midió la actividad eléctrica de cuatro porciones distintas del masetero superficial durante mordidas isométricas de distinta intensidad. Se realizó un análisis espectral de las señales para obtener sus componentes de frecuencia, los que se compararon a través de modelos mixtos. Se consideró un nivel de significación estadística de $p < 0.05$. En todos los grupos, los componentes de frecuencia de la porción anterior fueron menores que en la posterior ($p < 0.05$). Los grupos PR y PFSI mostraron menores componentes de frecuencia y una menor pendiente de la frecuencia mediana que el grupo JDN ($p < 0.05$). El grupo PR mostró mayores diferencias con el grupo JDN. Las diferencias en la distribución topográfica de los componentes de frecuencia del masetero superficial se pueden deber a una mayor concentración de fibras tipo 1 en la región anterior de este músculo. Los menores componentes de frecuencia y fatigabilidad de los grupos PR y PFSI se pueden deber a una mayor pérdida de fibras tipo 2, especialmente en el grupo PR.



Universidad de
los Andes


Rodrigo Guzmán Venegas, Trinidad Fell, y Jorge Biotti

han participado con su trabajo en formato póster


**CONTROL DE FUERZA MASCATORIA EN PERSONAS DESDENTADAS TOTALES REHABILITADAS
CON PRÓTESIS FIJAS SOBRE IMPLANTES**

*en las II Jornadas Científicas en Salud, organizadas por la Facultad de Medicina de la
Universidad de los Andes los días 3 y 4 de agosto de 2017.*


Santiago de Chile, 4 de agosto de 2017



Dra. María Teresa Valenzuela Bravo
Vicedecana de Investigación y Postgrado
Facultad de Medicina



Dr. Rogelio Altuzarra Hernáez
Decano
Facultad de Medicina





Universidad de
los Andes 30 años

Rodrigo Guzmán Vengas

ha participado en las

III JORNADAS CIENTÍFICAS EN SALUD

realizadas por la Facultad de Medicina de la Universidad de los Andes, los días 01
y 02 de agosto de 2019, con un total de 16 horas académicas.



Santiago de Chile, 03 de agosto de 2019

Dra. María Teresa Valenzuela
Vicedecana de Investigación y Postgrado
Facultad de Medicina